

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ANALÝZA SYMPATO-VAGÁLNÍ ROVNOVÁHY

SYMPATOVAGAL BALANCE ANALYSIS

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jakub Ruzs

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2018

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Jakub Rusz

**ID:** 155601

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2017/18

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Analýza sympato-vagální rovnováhy**

### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Provedte literární rešerši problematiky analýzy sympato-vagální rovnováhy. Zaměřte se na kvantifikaci poměru LF/HF složek variability srdeční frekvence pomocí vlnkové transformace. 2) Navrhněte R detektor a detekujte R pozice v záznamech elektrokardiogramů z databáze UBMI. Vizuálně ověřte korektnost detekce a kvantifikujte úspěšnost detektoru. 3) Předzpracujte tachogramy. 4) Navrhněte metodu pro kvantifikaci sympato-vagální rovnováhy tachogramu využívající vlnkovou transformaci. Metodu algoritmicky implementujte v Matlabu. 5) Analyzujte vývoj sympato-vagální rovnováhy v klidové a mentálně zátěžové fázi experimentu. 6) Korelujte poměr LF/HF složek tachogramu v pětiminutových úsecích s výsledky získanými navrženou metodou. 7) Interpretujte výsledky, definujte limity navržené metody a diskutujte je.

### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] SHAN LU, HAO YANG, WENYU YE, DONGPING XIAO a XIAOYU WU. Dynamic Analysis of Heart Rate Variability Based on Orthogonal Wavelet Transform. ISBN 10.1109/IEMBS.2005.1615741.

[2] TARVAINEN, Mika P., Juha-Pekka NISKANEN, Jukka A. LIPPONEN, Perttu O. RANTA-AHO a Pasi A. KARJALAINEN. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2014, 113(1), 210-220. ISBN 10.1109 / IEMBS.2005.1615741. ISSN 01692607.

**Termín zadání:** 5.2.2018

**Termín odevzdání:** 18.5.2018

**Vedoucí práce:** Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

### **UPOZORNĚNÍ:**

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## ABSTRAKT

Tato práce se v první části zabývá teoretickým popisem problematiky analýzy sympato-vagální rovnováhy. Je popsán vznik a měření elektrokardiogramu a jak z něj lze získat záznam variability srdečního rytmu. Následuje popis tachogramu, jeho možnosti analýzy a popis hlavní metody zpracování, kterou se tato práce zabývá, tedy zpracování pomocí vlnkové transformace a získání koeficientu pro hodnocení sympato-vagální rovnováhy. V praktické části byl v programovém prostředí Matlab navržen R detektor, metoda zpracování tachogramů, jejich zpracování pomocí vlnkové transformace a prezentace výsledků pro vyhodnocení sympato-vagální rovnováhy. Na závěr jsou výsledky vyhodnoceny a interpretován jejich význam pro sympato-vagální rovnováhu, který bohužel není jednoduchý.

## KLÍČOVÁ SLOVA

HRV, EKG, LF/HF, sympato-vagální rovnováha, R detektor, vlnková transformace

## ABSTRACT

The main focus of this work is to describe and implement a method to analyze sympatho-vagal balance. The theoretical part begins with electrocardiogram origin and measurement followed by heart rate variability explanation and a method of tachogram creation. The chapter is finished by description of wavelet transform as a means for tachogram processing and obtaining the sympato-vagal balance coefficient. Practical part of work focuses on developing a solution in Matlab for this problem. The R detector, tachogram creation and wavelet transform processing scripts with sympato-vagal balance assesment are fully described along with an example of their outputs. The work is finished with a conclusion of the findings and the assessment of sympato-vagal balance form them, which is unfortunately not so simple.

## KEYWORDS

HRV, ECG, LF/HF, sympato-vagal balance, R detector, wavelet transform

RUSZ, Jakub. *Analýza sympato-vagální rovnováhy*. Brno, 2018, 48 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, PhD.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Analýza sympato-vagální rovnováhy“ jsem vypracoval(a) samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor(ka) uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom(a) následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora(-ky)

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu Ing. Oto Janouškovi, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno .....

.....

podpis autora(-ky)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>9</b>
<b>1 Teoretická část</b>	<b>10</b>
1.1 Srdce a převodní systém srdeční . . . . .	10
1.2 Elektrokardiogram . . . . .	10
1.3 Variabilita srdečního rytmu . . . . .	11
1.3.1 Tachogram . . . . .	11
1.3.2 Frekvenční analýza tachogramu . . . . .	12
1.3.3 Periodogram . . . . .	13
1.4 Vlnková transformace . . . . .	14
1.4.1 Metody prodloužení signálu . . . . .	14
1.5 Analýza sympato-vagální rovnováhy . . . . .	16
<b>2 Praktická část</b>	<b>18</b>
2.1 R detektor . . . . .	18
2.2 Zpracování tachogramů . . . . .	20
2.3 Výpočet LF/HF koeficientu . . . . .	20
2.4 Zpracování pomocí vlnkové transformace . . . . .	21
2.5 Srovnání navržené metody s metodou periodogramu . . . . .	23
2.5.1 Srovnání v 5 minutových úsecích . . . . .	23
2.5.2 Srovnání vývoje za 1 minutu . . . . .	26
2.6 Analýza vývoje poměru LF/HF . . . . .	28
2.6.1 Analýza v celém úseku . . . . .	29
2.6.2 Analýza v minutových úsecích . . . . .	34
2.7 Interpretace výsledků . . . . .	37
<b>3 Závěr</b>	<b>38</b>
<b>Literatura</b>	<b>39</b>
<b>Seznam příloh</b>	<b>42</b>
<b>A Ukázka rozkladu tachogramu vlnkovou transformací</b>	<b>43</b>
<b>B Tabulky srovnání obou metod pro všechny subjekty</b>	<b>44</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Obrázek srdce a převodního systému srdečního . . . . .	11
1.2	Model EKG křivky . . . . .	12
1.3	Výkonové spektrum tachogramu . . . . .	13
1.4	Třístupňový rozklad signálu pomocí banky filtrů . . . . .	15
1.5	Zpětné složení signálu z třístupňového rozkladu . . . . .	15
1.6	Grafické znázornění různých metod prodloužení signálu [5] . . . . .	16
2.1	Blokové schéma R detektoru . . . . .	19
2.2	Výkonové spektrum EKG signálu . . . . .	21
2.3	Ukázka signálu po detekci . . . . .	22
2.4	Ukázka tachogramu . . . . .	23
2.5	Ukázka výkonového spektra vypočtena metodou periodogramu . . . . .	24
2.6	Amplitudová frekvenční charakteristika různých <i>db</i> vlnek . . . . .	25
2.7	Grafické srovnání poměrů LF/HF v 5 minutových úsecích, STFT modře, vlnková transformace červeně . . . . .	27
2.8	Vývoj LF/HF v minutových úsecích, STFT modře, vlnková transfor- mace červeně . . . . .	27
2.9	Krabicový graf pro muže v prostředí 1 . . . . .	29
2.10	Výkony LF a HF pro muže v prostředí 1 . . . . .	30
2.11	Krabicový graf pro muže v prostředí 2 . . . . .	30
2.12	Výkony LF a HF pro muže v prostředí 2 . . . . .	31
2.13	Krabicový graf pro ženy v prostředí 1 . . . . .	31
2.14	Výkony LF a HF pro ženy v prostředí 1 . . . . .	32
2.15	Krabicový graf pro ženy v prostředí 2 . . . . .	33
2.16	Výkony LF a HF pro ženy v prostředí 2 . . . . .	34
2.17	Krabicový graf pro muže v prostředí 1 . . . . .	35
2.18	Krabicový graf pro muže v prostředí 2 . . . . .	35
2.19	Krabicový graf pro ženy v prostředí 1 . . . . .	36
2.20	Krabicový graf pro ženy v prostředí 2 . . . . .	36
A.1	Ukázka rozkladu tachogramu vlnkovou transformací . . . . .	43



# SEZNAM TABULEK

2.1	Rozdělení použitých dat . . . . .	18
2.2	Výsledky po detekci QRS komplexů . . . . .	20
2.3	Frekvenční pásma po decimaci tachogramu . . . . .	22
2.4	Poměry výkonů v klidové fázi experimentu . . . . .	24
2.5	Poměry výkonů v zátěžové fázi experimentu . . . . .	24
2.6	Poměry výkonů v závislosti na použité vlnce . . . . .	25
2.7	Poměry výkonů v klidové fázi experimentu . . . . .	26
2.8	Poměry výkonů v zátěžové fázi experimentu . . . . .	26
2.9	Srovnání podobnosti minutového vývoje v klidové fázi experimentu .	28
2.10	Srovnání podobnosti minutového vývoje v zátěžové fázi experimentu .	28
2.11	Hodnoty pro muže v prostředí 1 . . . . .	29
2.12	Hodnoty pro muže v prostředí 2 . . . . .	30
2.13	Hodnoty pro ženy v prostředí 1 . . . . .	32
2.14	Hodnoty pro ženy v prostředí 2 . . . . .	33
2.15	Směrodatné odchylky vývoje poměru LFHF . . . . .	37
B.1	Poměry výkonů pro všechny subjekty v klidové fázi experimentu . . .	44
B.2	Poměry výkonů pro všechny subjekty v zátěžové fázi experimentu . .	46

# ÚVOD

Analýza variability srdečního rytmu může poskytnout mnoho cenných informací ohledně zdravotního stavu pacienta a jeho srdce. Jedním z mnoha způsobů analýzy je frekvenční analýza. Je známo, že aktivita sympatického a parasympatického nervového systému se podílí na variabilitě srdečního rytmu a existují metody, které se snaží z její frekvenční analýzy určit převládající vliv parasympatiku nebo sympatiku a to hlavně pomocí poměru výkonu nízkých frekvencí (low frequency, LF) a vysokých frekvencí (high frequency, HF) tachogramu neboli LF/HF koeficientu. V této práci je stručně popsán nezbytný teoretický úvod do této problematiky. Hlavním cílem této práce je vytvořit programové řešení v prostředí Matlab a navrhnout metodu schopnou provádět časově-frekvenční analýzu přesněji, než klasická metoda využívající Fourierovu transformaci. Vstupními daty jsou záznamy elektrokardiogramu (EKG) z databáze Ústavu biomedicínské techniky, kde je subjekt po určité době v klidu a poté provádí mentálně náročnou činnost. Předpokladem je, že tato změna stavu způsobí změnu sympato-vagální rovnováhy a to se projeví v analýze.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

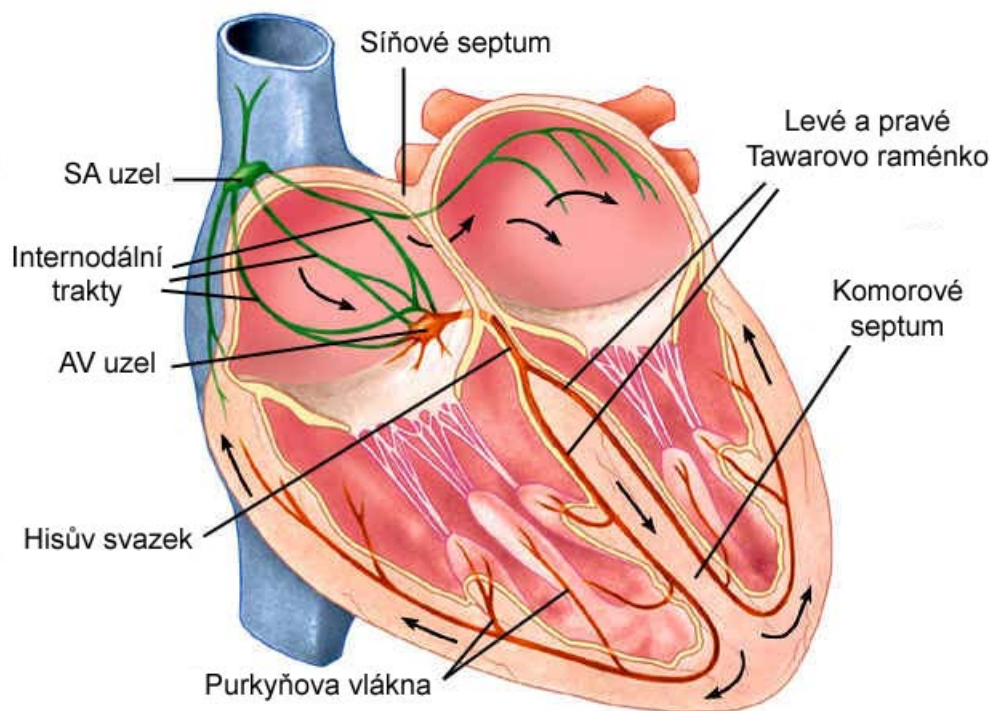
## 1.1 Srdce a převodní systém srdeční

Srdce je velký autonomně řízený orgán sloužící k rozvodu krve v těle. Je tvořeno kardiomyocyty, které lze dle funkce rozdělit na dva druhy. Buňky převodního systému srdečního, které mají schopnost vytvářet a vést vzruchy a buňky pracovního myokardu, které na tyto vzruchy reagují kontrakcí. Převodní systém srdeční je složen z několika částí: sinoatriální uzel (SA uzel), internodální síňové spoje (bachmanův, wenckebachův, jamesův, thorelův svazek), atrioventrikulární uzel (AV uzel), hissov svazek, tawarova raménka a purkyňovy vlákna [1].

Sinoatriální uzel je umístěn ve stěně pravé síně srdeční a vznikají v něm vzruchy o nejvyšší frekvenci, proto je za fyziologických podmínek primárním udavatelem rytmu. Z něj se vzruch dále šíří preferenčními dráhami (internodální síňové spoje) na AV uzel umístěný ve stěně pravé síně srdeční nad trikuspidální chlopní. Vzruch se preferenčními drahami šíří rychleji než v okolních buňkách pracovního myokardu. Atrioventrikulární uzel zpomaluje šíření vzruchu aby stačilo dojít k celkové depolarizaci srdečních síní a jejich kontraktci před tím, než začne depolarizace a stah srdečních komor. AV uzel může fungovat jako sekundární udavatel rytmu v případě, že dojde k selhání SA uzlu. Jeho frekvence generace vzruchů je nižší, než u SA uzlu, proto je za fyziologických podmínek "přehlušen" vzruchy z SA uzlu. Pracovní myokard síní a komor je oddělen vazivovitou tkání, která není schopna vést depolarizační vzruch. K přenosu depolarizačního vzruchu na srdeční komory slouží hissov svazek. Ten se dále větví na levé a pravé tawarovy raménka vedoucí k levé a pravé komoře srdeční, kde dojde k dalšímu rozvětvení na purkyňovy vlákna. Ty mají za úkol rozvést depolarizační vzruch přímo na pracovní myokard komor [1].

## 1.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je záznam elektrické aktivity srdce. Měří se neinvazivně pomocí elektrod na kůži. Nejčastěji se využívají bipolární svody (einthovenův trojúhelník) a unipolární (goldbergovy) svody. Měřený signál je poté filtrován, zesílen a digitalizován. Na výstupu lze tedy vidět jak se buňkami myokardu postupně šíří depolarizační a repolarizační vlna. Ukázka EKG záznamu je na Obr.1.2. V záznamu se rozlišují P vlna, znamenající depolarizaci síní, P-Q segment představuje zdržení depolarizace na AV uzlu, QRS komplex znázorňuje depolarizaci komor a je v něm skryta repolarizace síní a nakonec T vlna jako repolarizace komor. Tyto elektrické



Obr. 1.1: Obrázek srdce a převodního systému srdečního

signály vždy předchází fyzickému stažení srdce, neboť probíhají mnohem rychleji než zpožděná mechanická aktivita srdce [1].

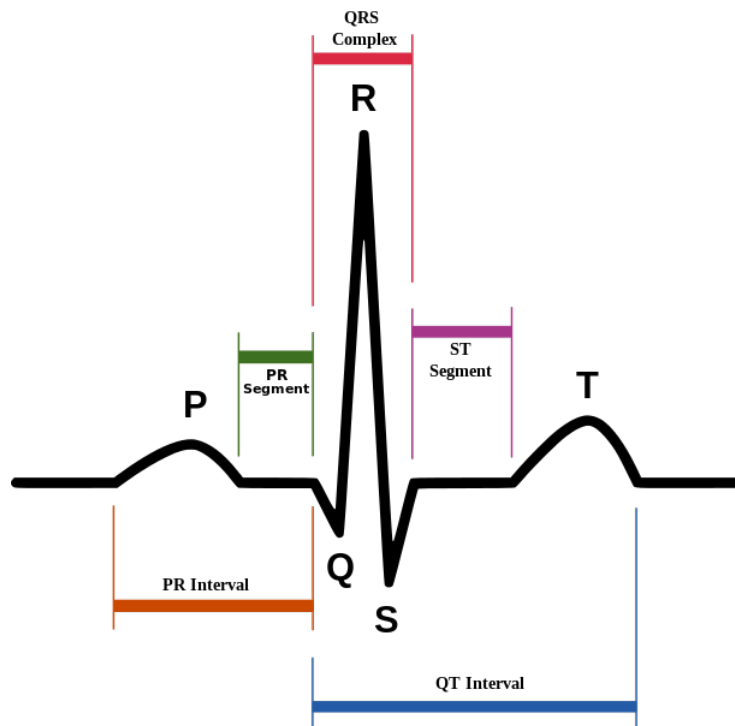
## 1.3 Variabilita srdečního rytmu

Samotná generace impulzů z SA uzlu by měla být konstantní. Při analýze EKG záznamu je však vidět, že srdeční frekvence se stále mění. To je způsobeno tím, že generace těchto impulzů je ovlivněna mnoha vnějšími faktory. Mezi nejvýznamnější patří vliv autonomního nervového systému (ANS). Autonomní nervový systém se skládá ze sympatického nervového systému (sympatikus) a parasympatického nervového systému (parasympatikus). Aktivita sympatika zvyšuje srdeční frekvenci a snižuje variabilitu, naopak aktivita parasympatika snižuje srdeční frekvenci a zvyšuje variabilitu. Při vyhodnocování variability srdečního rytmu (HRV) je potřeba nejdříve vytvořit tzv. tachogram [1, 2, 3].

### 1.3.1 Tachogram

Tachogram je sled po sobě jdoucích RR intervalů. Ty získáme jednoduše jako

$$RR_i = R_{i+1} - R_i, \quad (1.1)$$



Obr. 1.2: Model EKG křivky

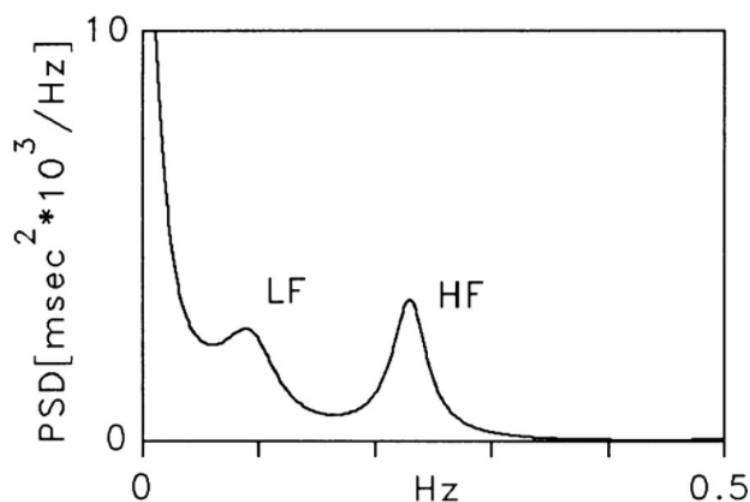
takovému tachogramu se říká také intervalový tachogram. Tachogramy lze analyzovat v časové a frekvenční oblasti. Cílem této práce je provést zpracování pomocí vlnkové transformace v různých časových úsecích. Půjde tedy o časově-frekvenční zpracování.

### 1.3.2 Frekvenční analýza tachogramu

Při frekvenčním zpracování se nejdříve vypočte odhad výkonového spektra. K samotnému odhadu výkonového spektra se využívají parametrické a neparametrické metody. Parametrické metody využívají různé modely vzniku signálu, u kterých je potřeba správně zvolit řád a jsou náročnější na výpočet. Výsledné spektra pak ale mají hladší průběh než při použití neparametrických metod. Neparametrická metoda je například metoda periodogramu pomocí fourierovy transformace. Pokud použijeme rychlou Fourierovu transformaci (FFT), dosáhneme kratších výpočetních časů, avšak výsledná spektra jsou "šťapatá". Při analýze HRV se analyzují obvykle kratší úseky 3 - 5 minut aby byla alespoň částečně zachována podmínka stacionarity. Stacionární signál je takový signál, jehož frekvenční složení se s časem nemění. Při časově-frekvenčním zpracování bude vlnková transformace dosahovat lepších výsledků při zpracování nestacionárních signálů a tak by měla být pro tento účel vhodnější než například krátkodobá Fourierova transformace (STFT)[4].

Pro dosažení validního odhadu výkonového spektra pomocí FFT je nutné použít ekvidistantní tachogram což je jedna z podmínek pro použití FFT [4]. Evkidistantní tachogram je narozdíl od původního intervalového tachogramu vzorkován s konstantní periodou. Získáme ho tak, že původní tachogram budeme interpolovat a poté ho znovu navzorkujeme s vybranou frekvencí.

Po získání odhadu výkonového spektra v něm můžeme rozlišit několik frekvenčních pásem. Vysokofrekvenční (HF) pásmo v rozmezí  $0,15 - 0,4 \text{ Hz}$ , nízkofrekvenční (LF) pásmo v rozmezí  $0,04 - 0,15 \text{ Hz}$  a pásmo velmi nízkých frekvencí (VLF) do  $0,04 \text{ Hz}$ . Toto rozdělení je vidět na Obr.1.3 [1, 2, 3].



Obr. 1.3: Výkonové spektrum tachogramu

### 1.3.3 Periodogram

V této práci se omezíme na použití metody periodogramu pro odhad výkonového spektra. Cílem práce je získat celkovou hodnotu výkonu v určitém frekvenčním pásmu, průběh nás tedy nezajímá a metoda periodogramu je relativně snadná pro implementaci a bude i dostatečně přesná pro srovnání výsledků s navrženou metodou. Výpočet provedeme podle

$$S_{ff}(\omega) = \frac{1}{N} |F_{w_i}(\omega)|^2, \quad (1.2)$$

kde  $S_{ff}$  je odhad výkonového spektra,  $F_w$  je spektrum a  $N$  je délka analyzovaného úseku. [4]

## 1.4 Vlnková transformace

Jedná se o metodu analýzy signálů, která je dosti podobná Fourierově transformaci. Fourierova transformace podává přesnou informaci o frekvenčních složkách signálu, neobsahuje však žádné informace o tom, ve kterém čase se vyskytují které frekvence. K tomu může sloužit krátkodobá fourierova transformace, která provádí výpočet fourierovy transformace v určitých časových úsecích neboli oknech. Tím lze získat přehled o výskytu frekvencí v daném časovém úseku, dojde tak ke zlepšení časového rozlišení, avšak tím dojde ke zhoršení frekvenčního rozlišení. Vlnková transformace se snaží v tomto nalézt kompromis tak, že používá k transformaci tzv. mateřskou vlnku jako bázovou funkci. Existuje mnoho definovaných vlnek, každá je vhodná pro jinou aplikaci a nelze dopředu s jistotou určit která bude nejvhodnější. Obvykle má vlnková transformace lepší časové rozlišení při vyšších frekvencích v signálu a lepší frekvenční rozlišení při nižších frekvencích v signálu než krátkodobá fourierova transformace. Ve spojitě podobě lze vlnkovou transformaci vyjádřit jako

$$[W_\psi f](a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (1.3)$$

kde  $\psi$  je mateřská vlnka,  $a$  je roztažení vlnky,  $b$  je posun vlnky a symbol  $*$  označuje komplexně sdruženou funkci [4]. Existuje také diskrétní vlnková transformace a v této práci se budeme zabývat diskrétní dyadickou vlnkovou transformací. Tato transformace rozloží signál na několik frekvenčních pásem. To je realizováno pomocí banky filtrů. Na Obr. 1.4, je vidět ukázkou pro třístupňový rozklad. Jsou zde použity symetrické filtry typu horní propust a dolní propust. V každém stupni rozkladu je signál filtrován oběma filtry a podvzorkován na polovinu. Na výstupu horní propusti se nachází detaily signálu a na výstupu dolní propusti aproximace signálu. Tato transformace je reverzibilní, princip je ilustrován na Obr. 1.5. [4]

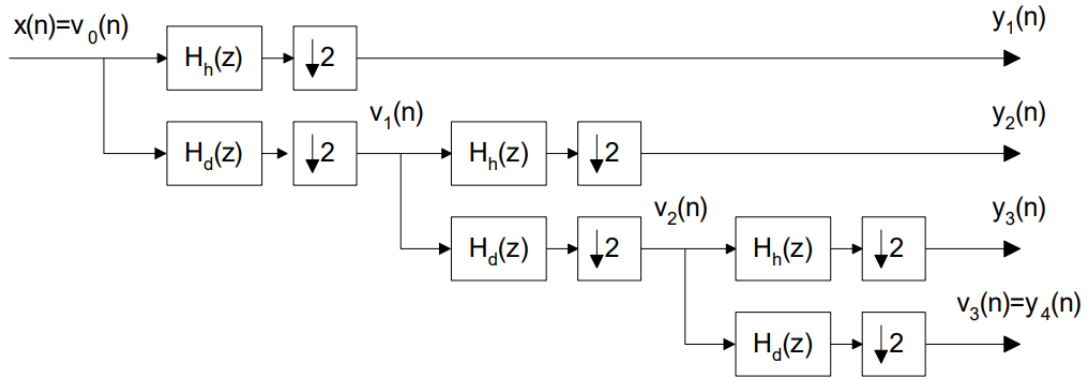
### 1.4.1 Metody prodloužení signálu

V této práci bude zpracováno několik určitých pásem tachogramu po jeho rozkladu dyadickou vlnkovou transformací najednou. Protože po rozkladu dochází vždy k podvzorkování na polovinu, bude každý detail původního signálu jinak dlouhý a tak je nebude možné spojit prostým sečtením. Bude potřeba provést prodloužení těchto úseků do původní délky signálu, sečíst a poté pokračovat ve zpracování. K tomuto účelu je možné použít několik metod, které zde popíšeme.

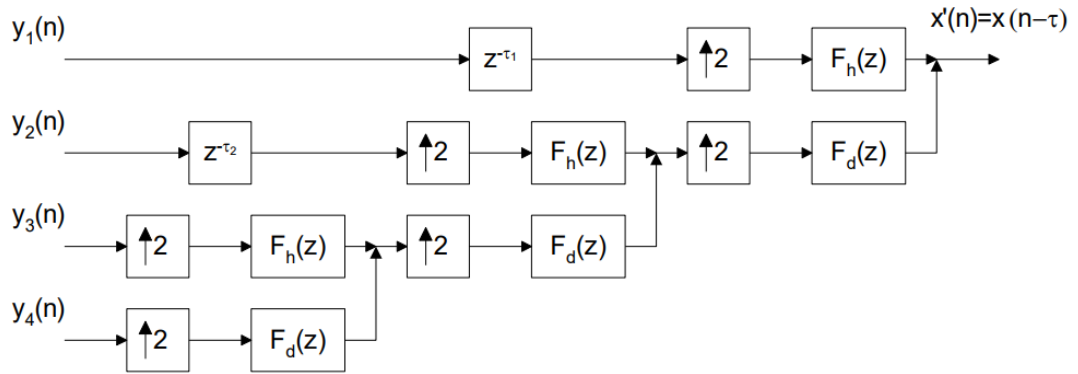
Metoda doplnění nulama pouze doplňuje nuly do požadované délky signálu.

$$\dots 0 \ 0 \mid x_1 \ x_2 \ \dots \ x_n \mid 0 \ 0 \ \dots \quad (1.4)$$

Symetrizace tvoří chybějící vzorky zrcadlením existujících vzorků.



Obr. 1.4: Třístupňový rozklad signálu pomocí banky filtrů



Obr. 1.5: Zpětné složení signálu z třístupňového rozkladu

$$\dots x_2 x_1 \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid x_n x_{n-1} \dots \quad (1.5)$$

Periodizace bude považovat signál za periodický a doplní jej opakováním známého úseku.

$$\dots x_{n-1} x_n \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid x_1 x_2 \dots \quad (1.6)$$

Konstantní metoda doplní chybějící vzorky pouze poslední krajní hodnotou.

$$\dots x_1 x_1 \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid x_n x_n \dots \quad (1.7)$$

Metoda reflexe doplní chybějící vzorky jejich reflexí podle krajních bodů.

$$\dots x_3 x_2 \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid x_{n-1} x_{n-2} \dots \quad (1.8)$$



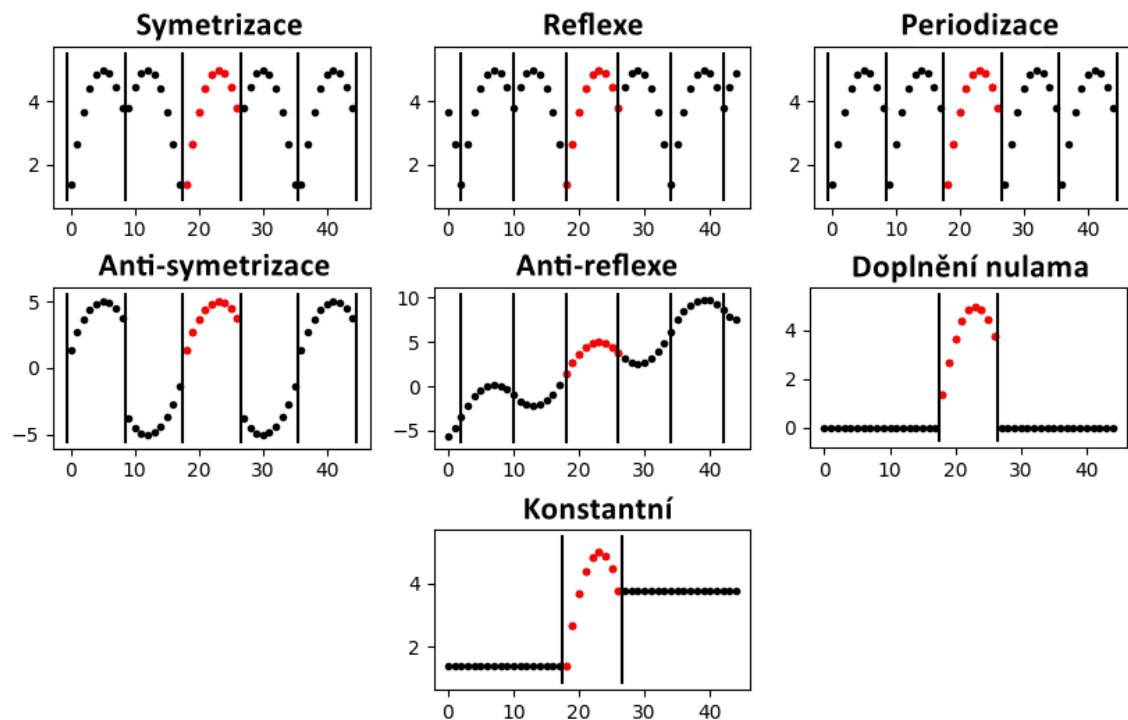
Anti-symetrická metoda funguje podobně jako symetrická pouze s opačným znaménkem

$$\dots -x_2 -x_1 \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid -x_n -x_{n-1} \dots \quad (1.9)$$

Anti-reflexní metoda funguje jako reflexe difference mezi krajním bodem a bodem, který chceme dodat.

$$\dots x_1 -x_3 x_1 -x_2 \mid x_1 x_2 \dots x_n \mid x_n -x_{n-1} x_n -x_{n-2} \dots \quad (1.10)$$

Grafické znázornění těchto metod je na Obr. 1.6.



Obr. 1.6: Grafické znázornění různých metod prodloužení signálu [5]

## 1.5 Analýza sympato-vagální rovnováhy

Analýza sympato-vagální rovnováhy je často založena na předpokladu, že aktivita parasympatiku bude ovlivňovat výkon v HF pásmu a aktivita sympatiku výkon

v LF pásmu [6, 7, 8]. Na základě toho lze pomocí poměru LF/HF určit zda-li převládá aktivita sympatiku či parasympatiku. Parsevalův teorém říká, že suma signálu umocněného na druhou v časové oblasti se rovná jeho sumě na druhou ve frekvenční oblasti. Tuto skutečnost lze využít tak, že suma signálu umocněného na druhou po rozkladu vlnkovou transformací bude udávat odhad výkonu signálu v tomto frekvenčním pásmu. Je tedy potřeba správně zvolit stupeň rozkladu, zvolit vlnku a určit které rozklady budou představovat LF a HF pásma. Konkrétní realizace je popsána v praktické části práce.

Existuje však mnoho studií, které vyvrací tento jednoduchý vztah mezi výkonem HRV a aktivitou ANS. Některé studie ukazují, že zvýšení aktivity sympatiku nezvyšuje výkon v LF pásmu, ale dokonce způsobí zvýšení výkonu v HF pásmu [9, 10, 11]. Jiné studie ukazují, že zvýšení aktivity parasympatiku nezvýší výkon v HF pásmu, ale dokonce může způsobit zvýšení výkonu v LF pásmu [12, 13, 14]. Není tedy jednoduché určit sympatovagální rovnováhu pouze na základě výkonu v LF a HF pásmu.

## 2 PRAKTICKÁ ČÁST

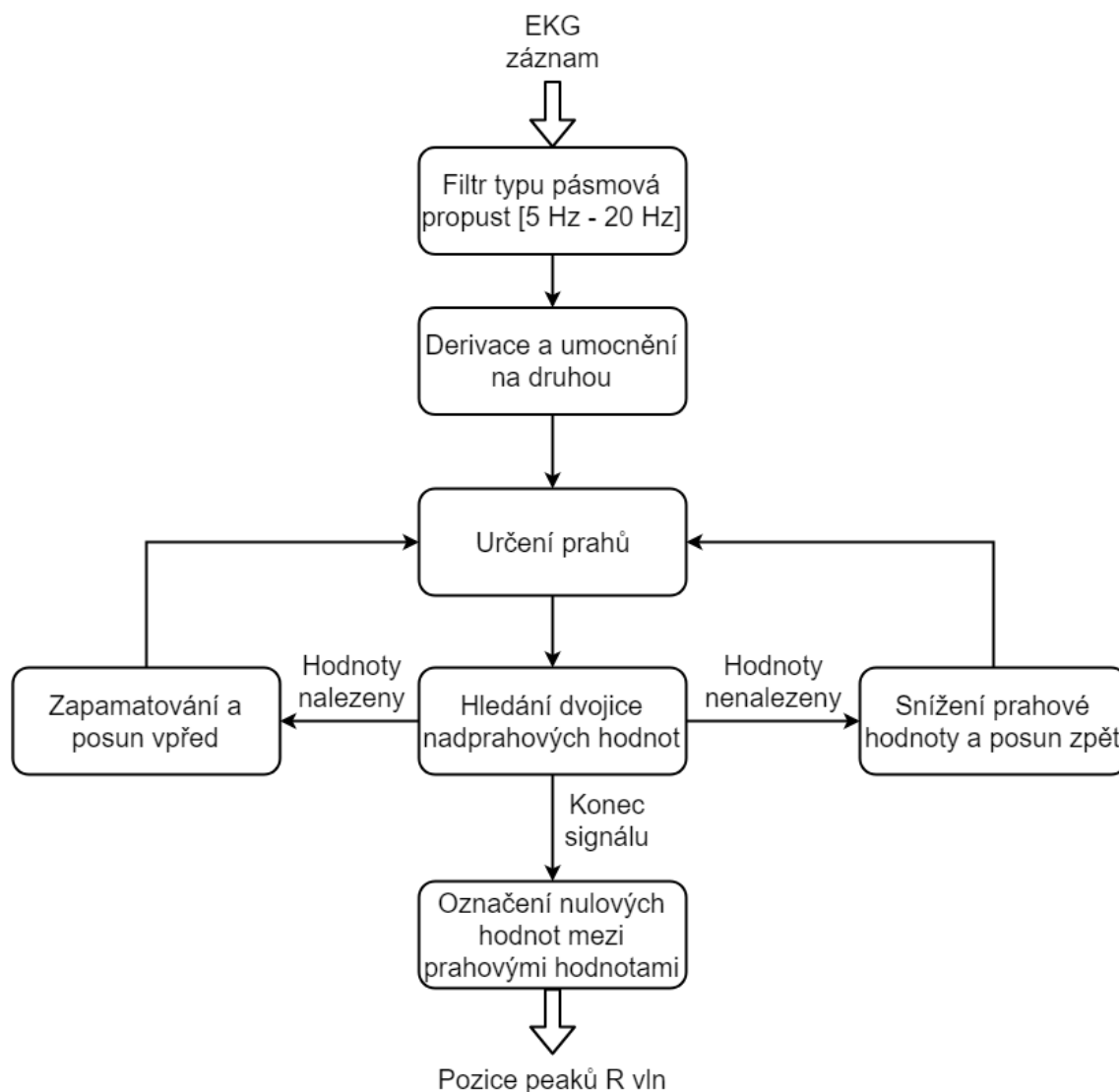
Použitá data jsou EKG záznamy z databáze UBMI. Jedná se o záznamy dlouhé 44 minut s vzorkovací frekvencí 1 kHz. Každý subjekt byl nejdříve 20 minut v klidu a poté následovalo 20 minut mentálně náročné činnosti. V záznamech jsou tedy dva úseky zájmu. Před začátkem prvního úseku a po ukončení druhého úseku jsou 2 minuty záznamu pro ustálení. Data jsou rozdělena podle pohlaví subjektu a podle typu experimentálního prostředí, které může být buď prostředí 1 nebo prostředí 2.

Tab. 2.1: Rozdělení použitých dat

	Muži_1	Muži_2	Ženy_1	Ženy_2
Počet	24	29	12	12

### 2.1 R detektor

Na Obr.2.1 je vidět zjednodušené blokové schéma R detektoru. EKG signál je nejdříve filtrován pásmovou propustí s dolní mezní frekvencí 5 Hz a horní mezní frekvencí 20 Hz. Jak je vidět na Obr.2.2, v tomto pásmu je převážná část energie QRS komplexu a tak po filtraci zůstanou jako nejvýraznější vrcholy. Dalším krokem je derivace signálu a umocnění. Derivací získáme signál ve kterém budeme hledat lokální maxima pomocí kladné nadprahové hodnoty následované lokálním minimem pomocí záporné podprahové hodnoty. Hodnota nejbližší nule mezi těmito dvěma prahovými hodnotami bude představovat vrchol R vlny. Nejdříve je nutné stanovit prvotní prahové hodnoty jako polovinu maxima a minima z počátečního úseku signálu. Podmínkou je, aby každá nalezená nadprahová hodnota byla v určité vzdálenosti následována podprahovou hodnotou. Pokud je tato podmínka splněna, nalezené hodnoty jsou označeny, horní a dolní prahy se aktualizují na polovinu lokálního maxima a minima, provede se posun v signálu o určitý úsek a proces se opakuje. V případě, že se ve stanoveném úseku najde pouze nadprahová hodnota dojde ke snížení prahu a úsek signálu se prohledává znovu. V případě, že se v celé délce okna nenalezne žádná nadprahová hodnota dojde nejdříve k nastavení prahu na předešlé hodnoty a pokud se stále nic nenajde, tak dojde k postupnému snižování prahu až do doby, kdy se překročí maximální počet pokusů a daný úsek se přeskočí. K přeskočení může dojít například při výpadku R vlny nebo jiném artefaktu. Na závěr jsou označeny hodnoty nejbližší nule mezi detekovanými maximy a minimy, čímž získáme požadované pozice R vrcholů. Na Obr.2.3 je ukázka úspěšné detekce. Červeně jsou označeny maxima, zeleně minima a černou jsou pak označeny pozice R vrcholů. Pro vyhodnocení úspěšnosti detektoru můžeme použít test senzitivity.



Obr. 2.1: Blokové schéma R detektoru

$$Senzitivita = \frac{\text{počet skutečně pozitivních}}{\text{počet skutečně pozitivních} + \text{počet falešně negativní}} \quad (2.1)$$

V Tab.2.2 jsou výsledky po detekci pozic QRS komplexů v deseti náhodně vybraných záznamech EKG z databáze UBMI.

Pokud spočítáme senzitivitu z celkového počtu získáme hodnotu 99.94%, což se dá považovat za velmi úspěšné. Je však nutno podotknout, že detektor byl navržen specificky pro tyto data. Pro vyhodnocení úspěšnosti detektoru na dalších datech by bylo vhodné detektor otestovat na datech z nějaké veřejné databáze EKG záznamů, například physionet.

Tab. 2.2: Výsledky po detekci QRS komplexů

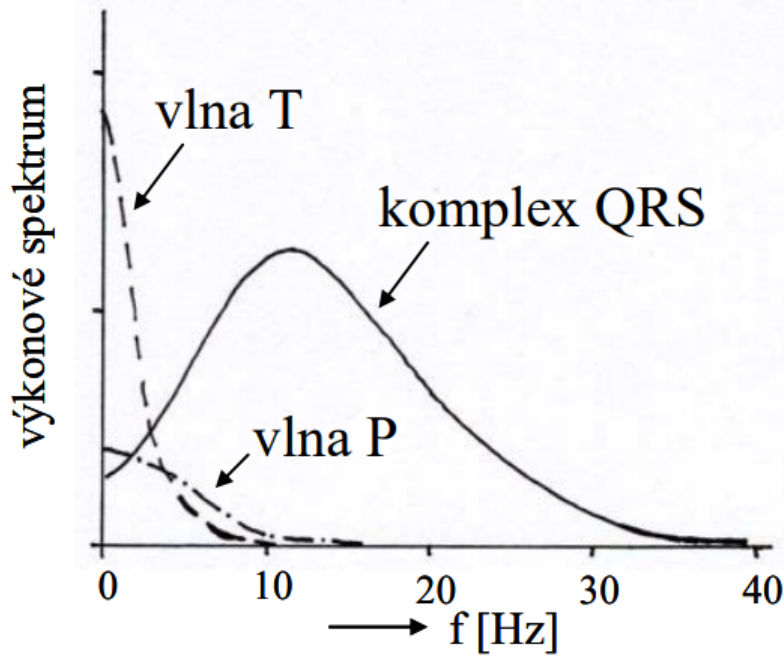
data	R detekované	Skutečně poz.	Falešně poz.	Falešně neg.
subjekt_0	3513	3516	0	3
subjekt_1	3523	3525	0	2
subjekt_2	3741	3744	0	3
subjekt_3	3808	3809	1	2
subjekt_4	3687	3683	8	4
subjekt_5	3475	3475	0	0
subjekt_6	2939	2941	0	2
subjekt_7	4127	4126	3	2
subjekt_8	3627	3628	0	1
subjekt_9	3171	3171	1	1
Celkem	35611	35618	13	20

## 2.2 Zpracování tachogramů

Z detekovaných R vrcholů se provede výpočet intervalového tachogramu jednoduše podle vztahu 1.1. Takto získaný tachogram není vhodný pro frekvenční analýzu pomocí FFT, protože není ekvidistantní. Pro získání ekvidistantního tachogramu je potřeba provést interpolaci. Jednou z metod dosahujících dobrých výsledků je interpolace pomocí kubických splajnů, kterou zároveň ve své práci používám. Dalším krokem je sejmutí dat s určitou frekvencí a tak získat ekvidistantní NN intervaly. Ve své práci používám frekvenci  $2,4 \text{ Hz}$ . Tato hodnota je vhodná pro další zpracování pomocí vlnkové transformace, vysvětlení je v podkapitole 2.4. Příklad zpracovaného tachogramu je na Obr.2.4, kde je černě označen původní tachogram a červeně ekvidistantní tachogram. Modře je znázorněn výsledek interpolace. Výsledný tachogram je opět uložen do *.mat* souboru.

## 2.3 Výpočet LF/HF koeficientu

K tomuto výpočtu je nejdříve nutné stanovit délku analyzovaného úseku. Běžně se používá úsek dlouhý 5 minut z důvodu analýzy i nízkých frekvencí, které by z kratších úseků nebylo možné analyzovat. Prvním krokem je vypočítat odhad výkonového spektra. Bude použita metoda periodogramu, která se počítá podle vztahu 1.2. Příklad takového výkonového spektra je na Obr. 2.5. Nyní je potřeba určit výkon v LF a HF pásmu. Pro výkon HF pásma to bude suma odhadnutého výkonového spektra od  $0.15 \text{ Hz}$  do  $0.6 \text{ Hz}$  tedy  $PSDE_{HF} = \sum S_{ff}(0, 15 - 0.6)$  a obdobně pro výkon LF



Obr. 2.2: Výkonové spektrum EKG signálu

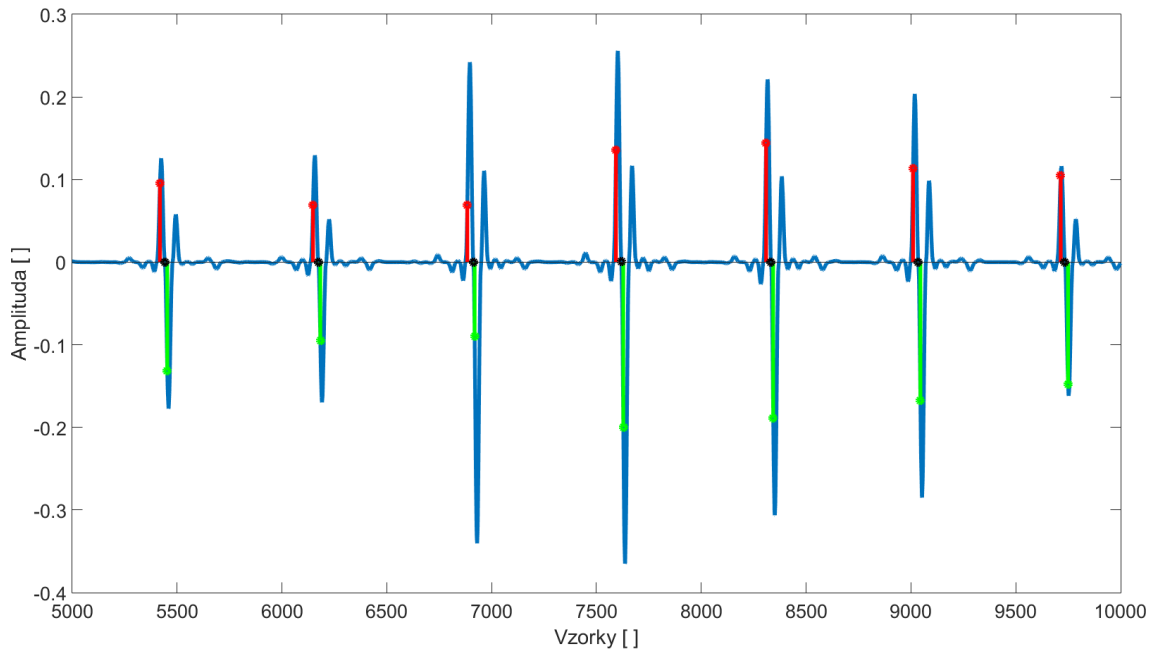
pásma to bude suma odhadnutého výkonového spektra od  $0.0375 \text{ Hz}$  do  $0.15 \text{ Hz}$  tedy  $PSDE_{LF} = \sum S_{ff}(0, 0375 - 0.15)$ . Hraniční frekvence pásem jsou zvoleny tak, aby korespondovaly s pásmy, které získáme po rozkladu vlnkovou transformací, které jsou prezentovány v podkapitole 2.4.

Samotný LF/HF koeficient je prostý podíl těchto dvou hodnot výkonu  $LF/HF = \frac{PSDE_{LF}}{PSDE_{HF}}$ . Tyto hodnoty výkonů a poměrů LF/HF jsou vypočteny pro různě dlouhé úseky všech vstupních dat. Ty budou sloužit ke korelaci s hodnotami získanými metodou využívající vlnkovou transformaci.

## 2.4 Zpracování pomocí vlnkové transformace

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, bude se používat diskrétní dyadická vlnková transformace. Cílem je ze signálu získat jen ty složky, které odpovídají rozmezím frekvencí v LF a HF pásmu. Počet úrovní rozkladu je 8 a zvolená mateřská vlnka je  $db20$ . Stupeň rozkladu přímo souvisí se zvolenou frekvencí našeho tachogramu. Rozkladem získáme signály s frekvencemi uvedenými v Tab.2.3.

Z tabulky je zřejmé, že  $hf = D_3 + D_4$  a  $lf = D_5 + D_6$ . Nyní můžeme využitím Parsevalova teorému získat odhad výkonu jednoduše jako  $PSDE_{HF} = \sum_{n=0}^N hf_n^2$  a  $PSDE_{LF} = \sum_{n=0}^N lf_n^2$ . Tyto hodnoty odpovídají výkonu v daném frekvenčním pásmu ve zvoleném úseku. Při výpočtu lze použít váhování oknem. Výsledný vzorec



Obr. 2.3: Ukázka signálu po detekci

bude mít pak tvar

$$PSDE_x(n) = \frac{1}{PM} \sum_{m=n-M}^{n-1} [x(m)w(n-m)]^2 \quad (2.2)$$

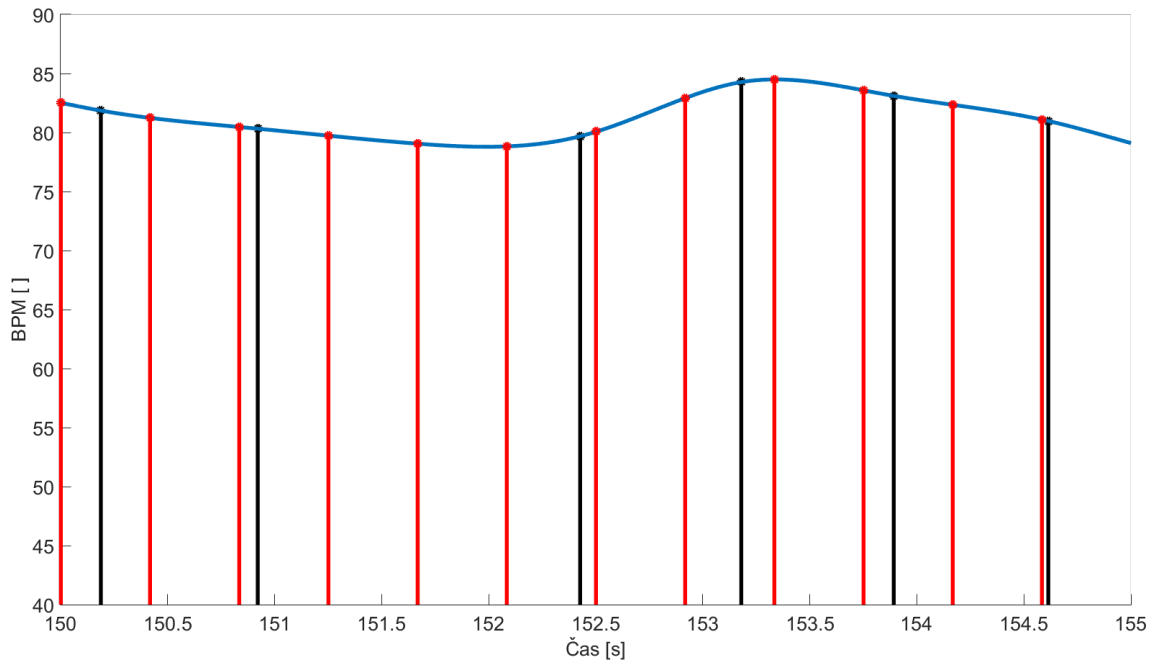
$$P = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} [w(m)]^2, \quad (2.3)$$

kde  $w(n)$  je funkce váhovacího okna,  $M$  je délka okna,  $P$  je výkon okna. Pokud použijeme například hammingovo okno, dosáhneme hladšího průběhu výkonu v čase.

Volba mateřské vlnky byla zvolena na základě [15], kde bylo ukázáno, že právě vlnky  $db$  jsou vhodné pro rozklad tachogramů. Při testování zjistili, že pokud budeme

Tab. 2.3: Frekvenční pásma po decimaci tachogramu

	<b>Frekvenční pásmo [Hz]</b>
$D_1$	2,4 - 1,2
$D_2$	1,2 - 0,6
$D_3$	0,6 - 0,3
$D_4$	0,3 - 0,15
$D_5$	0,15 - 0,075
$D_6$	0,075 - 0,0375
$D_7$	0,0375 - 0,01875
$A_1$	0,01875 - 0



Obr. 2.4: Ukázka tachogramu

dále zvyšovat řád, budeme se postupně přibližovat k ideální amplitudové frekvenční odezvě filtru. I když při zvyšování nad  $db10$  je konvergence k ideální charakteristice pomalejší, byla zvolena vlnka  $db20$ , protože podává lepší výsledky a výpočetní čas je stále přijatelný. Ukázka rozkladu tachogramu po vlnkové transformaci je v příloze na Obr. A.1.

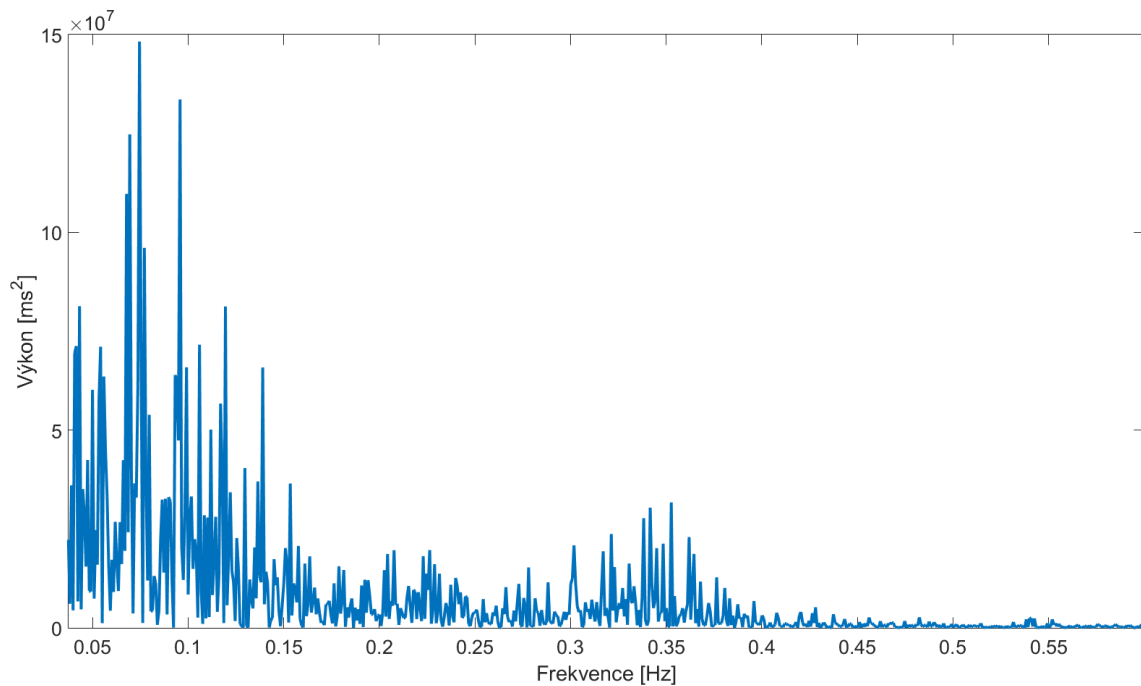
## 2.5 Srovnání navržené metody s metodou periodogramu

Nabízí se více způsobů srovnání obou metod, vždy však budeme porovnávat již vypočtený poměr LF/HF. První bude srovnání celkového poměru LF/HF za 5 minut. Další možnost je zvolit kratší délku, např. 1 minutu a počítat vývoj poměru LF/HF za 1 minutu postupně v celé délce signálu.

### 2.5.1 Srovnání v 5 minutových úsecích

Výpočet hodnot pro obě metody je provedeno podle vztahů v předešlých podkapitolách. Získáno je vždy jedno číslo pro každý 5 minutový úsek. Celkem tedy 4 hodnoty pro klidovou zátěž experimentu a 4 hodnoty pro zátěžovou fázi experimentu. Pokud jsou metody rovnocenné, získané poměry by měly být stejné. Srovnání je provedeno prostým podělením obou hodnot pro každý úsek a každý subjekt jako





Obr. 2.5: Ukázka výkonového spektra vypočtena metodou periodogramu

Tab. 2.4: Poměry výkonů v klidové fázi experimentu

	0-5 minut	5-10 minut	10-15 minut	15-20 minut
<b>Poměr</b>	0.9931	1.0281	1.0215	1.1619

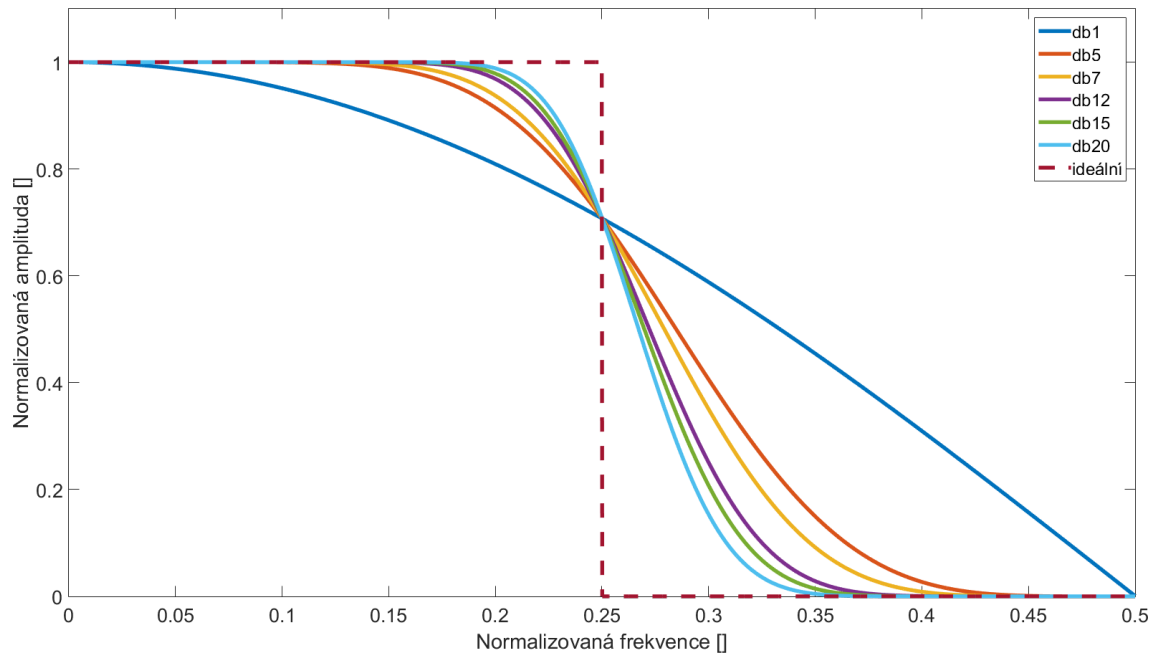
*poměr = klasická/navržená*. Výsledné poměry pro všechny subjekty se nachází v příloze v Tab. B.1 a Tab. B.2. Z těchto poměrů je vidět, že pro některé subjekty podávají obě metody téměř stejné hodnoty, pro jiné se trochu liší. Průměr ze všech těchto srovnání je však velmi blízko 1, jak je vidět v tabulkách 2.4 a 2.5.

Z tabulek je vidět, že poměry nejsou úplně stejné, ale velmi podobné. Rozdíl je hlavně způsoben nedokonalým oddělením frekvenčních pásem vlnkovou transformací, což souvisí s volbou mateřské vlnky a volbou metody prodloužení signálu při rekonstrukci signálu do původní délky.

Pro ukázkou je na Obr. 2.6 zobrazena amplitudová frekvenční charakteristika několika zvolených *db* vlněk. Je tedy patrné, že tímto bude způsobena většina rozdílů mezi oběmi metodami, protože po Fourierově transformaci je možné frekvence a

Tab. 2.5: Poměry výkonů v zátěžové fázi experimentu

	0-5 minut	5-10 minut	10-15 minut	15-20 minut
<b>Poměr</b>	1.0030	1.0158	1.0092	0.9671



Obr. 2.6: Amplitudová frekvenční charakteristika různých *db* vlnek

Tab. 2.6: Poměry výkonů v závislosti na použité vlnce

	0-5 minut	5-10 minut	10-15 minut	15-20 minut
<b>db1</b>	1,5043	1,6138	1,5495	0,1846
<b>db5</b>	1,0998	1,1253	1,0832	0,5945
<b>db10</b>	1,0491	1,0910	1,0146	1,0560
<b>db15</b>	1,0355	1,0191	1,0256	0,9473
<b>db20</b>	0,9931	1,0281	1,0215	1,1619

jejich výkon oddělit přeněji. V Tab. 2.6 je srovnání poměru výkonů při použití různých *db* vlnek. Srovnávána je pouze klidová fáze experimentu. Je vidět, že s rostoucí úrovní vlnky se hodnoty po rozkladu přibližují hodnotám získaným pomocí STFT. Prodlužuje se však výpočetní čas a krajní hodnoty se zdají být po určitém stupni vlnky odlišnější. V následující podkapitole bude ukázáno, že využitím vlnkové transformace jsme ale schopni získat lepší časové rozlišení.

V podkapitole 1.4.1 je popsáno několik metod prodloužení signálu. Každá podává trochu odlišné výsledky. V Tab. 2.7 a Tab. 2.8 jsou poměry výkonů při použití každé z těchto metod. Z tabulek je vidět, že metoda prodloužení signálu ovlivňuje jen krajní oblasti záznamu. Při testování bylo zjištěno, že se nabízí možnost kombinovat dvě metody. Metoda anti-reflexe podává dobré výsledky na začátku signálu, ale horší na konci. Metoda antisymetrizace podává horší výsledky na začátku signálu ale lepší na konci. Pokud se provede výpočet pro první polovinu signálu metodou anti-reflexe a

Tab. 2.7: Poměry výkonů v klidové fázi experimentu

	0-5 minut	5-10 minut	10-15 minut	15-20 minut
<b>Doplnění nulama</b>	0,7106	1,0281	1,0215	0,8722
<b>Symetrizace</b>	1,0449	1,0281	1,0215	0,9229
<b>Periodizace</b>	1,0267	1,0281	1,0215	0,9286
<b>Konstantní</b>	1,0377	1,0281	1,0215	0,9239
<b>Reflexe</b>	1,0424	1,0281	1,0215	0,9233
<b>Anti-symetrické</b>	0,2382	1,0281	1,0215	1,1619
<b>Anti-reflexní</b>	0,9931	1,0281	1,0215	0,9094

Tab. 2.8: Poměry výkonů v zátěžové fázi experimentu

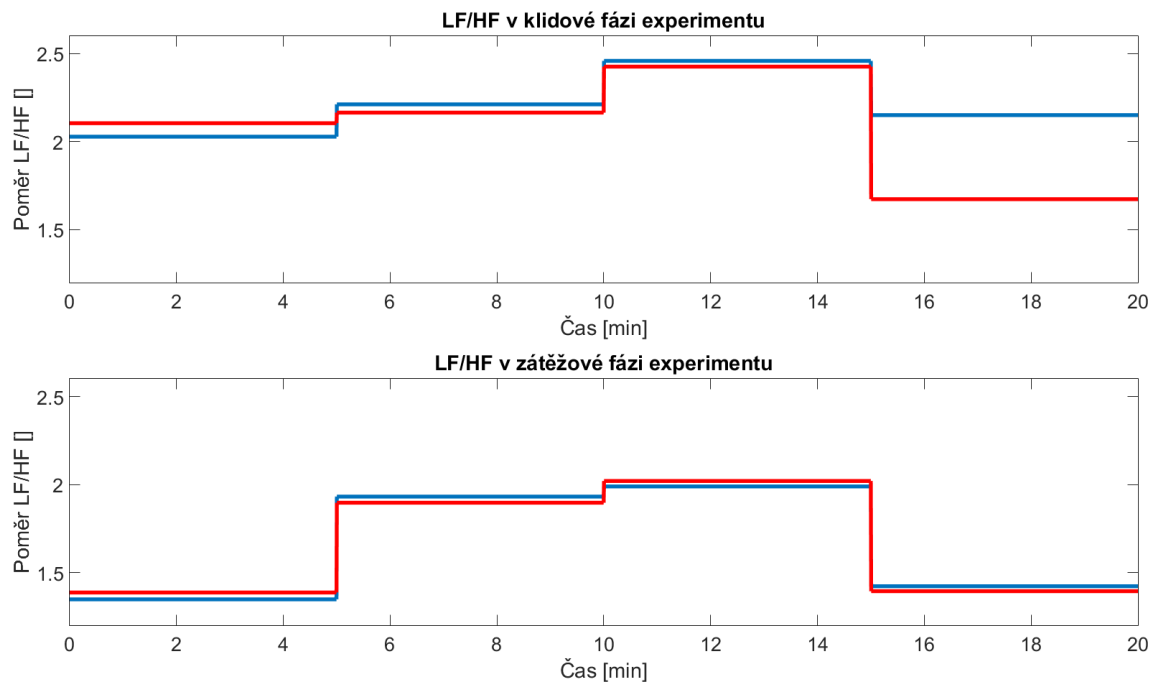
	0-5 minut	5-10 minut	10-15 minut	15-20 minut
<b>Doplnění nulama</b>	0,6108	1,0158	1,0092	0,6735
<b>Symetrizace</b>	1,0497	1,0158	1,0092	0,7835
<b>Periodizace</b>	1,0414	1,0158	1,0092	0,7737
<b>Konstantní</b>	1,0485	1,0158	1,0092	0,7554
<b>Reflexe</b>	1,0490	1,0158	1,0092	0,7816
<b>Anti-symetrické</b>	0,1732	1,0158	1,0092	0,9671
<b>Anti-reflexní</b>	1,0030	1,0158	1,0092	0,6838

pro druhou polovinu signálu metodou anti-symetrizace, jsou získány výsledky nejvíce podobné klasické metodě periodogramu.

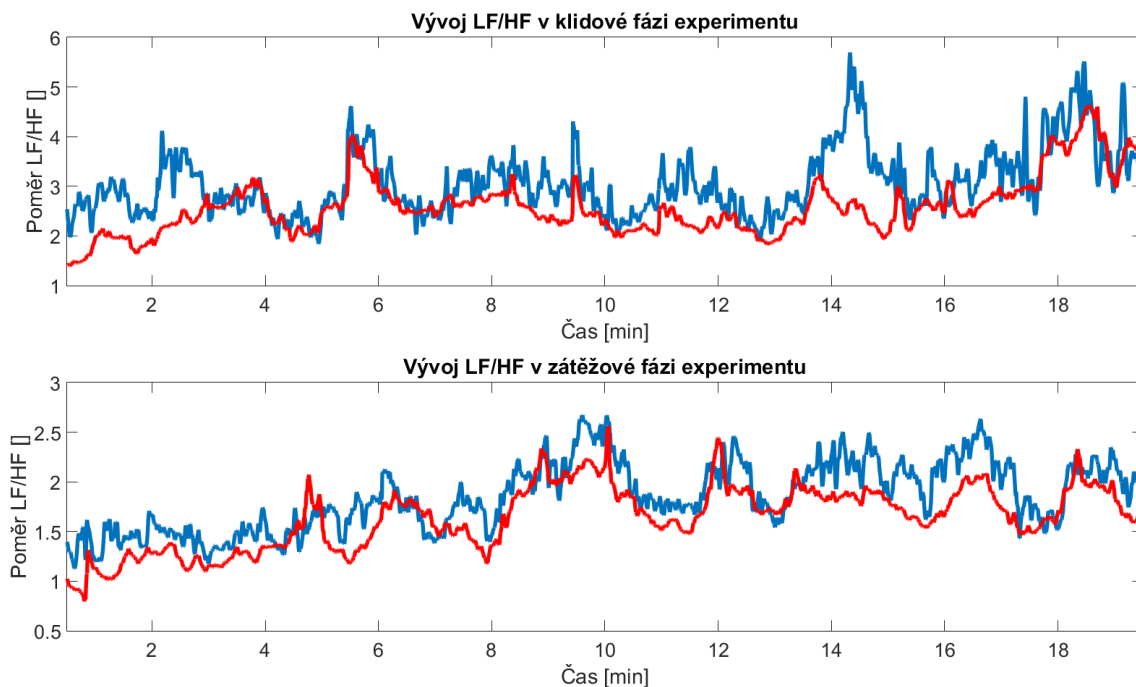
### 2.5.2 Srovnání vývoje za 1 minutu

Při tomto srovnání je proveden výpočet výkonu v LF a HF pásmu za jednu minutu, vypočten jejich poměr a posun o 1 vzorek. Tímto se získá detailní průběh vývoje poměru LF/HF. Aby však byly získány validní výsledky bude výsledný průběh zkrácen o 30 sekund na začátku a na konci. Pokud by bylo požadováno zachování plné délky signálu, bylo by potřeba nějakým způsobem vstupní data prodloužit na začátku a na konci o polovinu velikosti okna. Výsledné průběhy vypočtené oběmi metodami jsou na Obr. 2.8. V předešlém porovnávání byla vypočtena pouze 1 hodnota pro 5 minut záznamu. Nyní byl získán vývoj této hodnoty s každým dalším vzorkem. Jedná se opět o průměr všech vypočtených průběhů z dostupných dat.

Tyto průběhy by si opět měly být podobné. Podobnost těchto průběhů je možné vyhodnotit pomocí korelačního koeficientu daného rovnicí 2.4.



Obr. 2.7: Grafické srovnání poměrů LF/HF v 5 minutových úsecích, STFT modře, vlnková transformace červeně



Obr. 2.8: Vývoj LF/HF v minutových úsecích, STFT modře, vlnková transformace červeně

Tab. 2.9: Srovnání podobnosti minutového vývoje v klidové fázi experimentu

	<b>0-5 minut</b>	<b>5-10 minut</b>	<b>10-15 minut</b>	<b>15-20 minut</b>
<b>Podíl P5/P1</b>	0,8223	0,8509	0,8110	0,7053
<b>Podíl P5/V1</b>	0,9337	0,9386	0,9206	0,8128

Tab. 2.10: Srovnání podobnosti minutového vývoje v zátěžové fázi experimentu

	<b>0-5 minut</b>	<b>5-10 minut</b>	<b>10-15 minut</b>	<b>15-20 minut</b>
<b>Podíl P5/P1</b>	0,7196	0,7839	0,7763	0,5692
<b>Podíl P5/V1</b>	0,8529	0,8625	0,8650	0,6533

$$\rho_{ff}(m, n) = \frac{C_{ff}(m, n)}{\sqrt{\sigma_j^2(m)\sigma_j^2(n)}}, \quad (2.4)$$

kde  $C_{ff}(m, n)$  je kovariance obou průběhů a  $\sigma_j^2$  jsou jejich rozptyly [4]. Korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 do 1 podle toho jestli je mezi průběhy záporná nebo negativní vazba. V tomto případě vyjde  $\rho_{ff} = 0,8719$ , což značí výraznou podobnost obou průběhů. Pokud se má jednat o průběh vývoje poměru LF/HF v čase, jeho průměrná hodnota by měla odpovídat hodnotám, které byly získány při předešlém srovnání. Dalším předpokladem je, že pomocí vlnkové transformace by měly být získány lepší výsledky než pomocí STFT. To znamená, že vypočtená hodnota poměru LF/HF v okně dlouhém 1 minutu pomocí vlnkové transformace se bude svým průměrem za 5 minut blížit hodnotě vypočtené z celého 5 minutového úseku více, než při použití STFT. Jako referenční hodnotu poměru LF/HF za 5 minut je použita hodnota vypočtená STFT, protože by měla být teoreticky přesnější. V Tab. 2.9 a Tab. 2.10 jsou průměry z podílů jednotlivých úseků. P1 značí periodogram v 1 minutovém okně, P5 je periodogram za 5 minut a V1 vlnková transformace v 1 minutovém okně. Je vidět, že hodnoty vypočtené pomocí vlnkové transformace v 1 minutovém okně jsou skutečně bližší hodnotám vypočtené STFT za 5 minut.

Nyní, když bylo dokázáno, že navržená metoda je schopna podávat přesnější informace o vývoji poměru LF/HF v čase, může následovat další analýza.

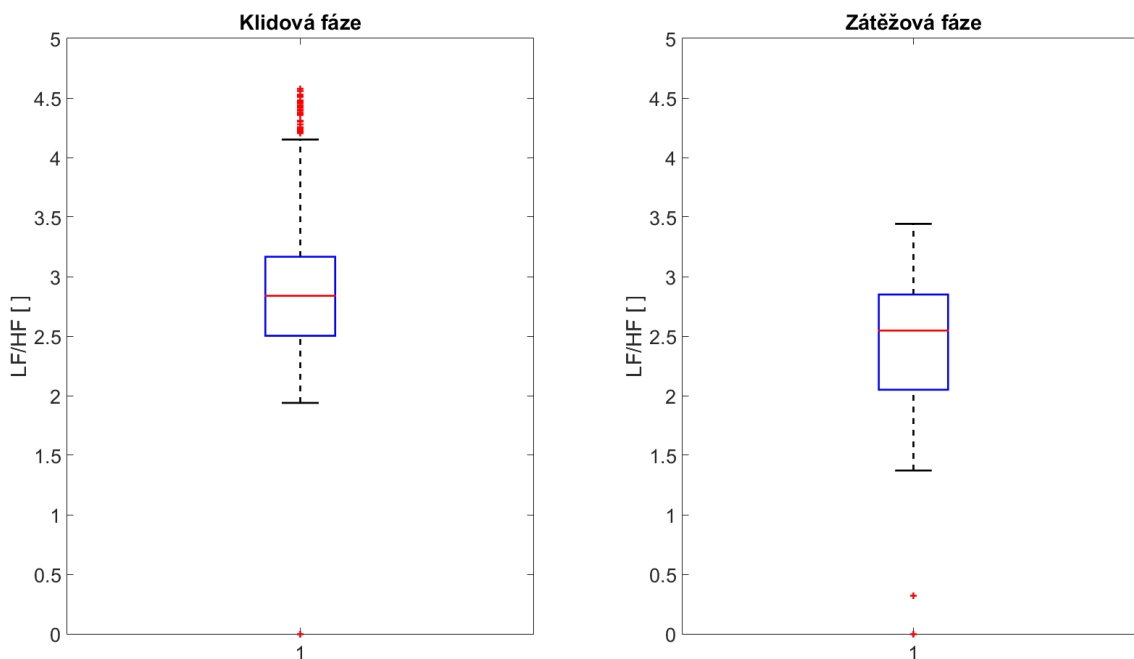
## 2.6 Analýza vývoje poměru LF/HF

V odborné literatuře lze nalézt mnoho způsobů jak interpretovat poměr LF/HF a jeho vývoj v čase. Pro analýzu budou vždy použity výkony LF a HF získané po zpracování vlnkovou transformací v 1 minutovém okně a jejich poměr. Zájemem je najít rozdíly mezi hodnotami v klidové fázi a zátěžové fázi experimentu. Grafické

srovnání se provede pomocí krabicových grafů. Tyto grafy umožňují snadno zobrazit několik popisných údajů najednou.

### 2.6.1 Analýza v celém úseku

Na obrázcích 2.9 - 2.15 jsou zobrazeny krabicové grafy poměru LF/HF za celou klidovou a zátěžovou fázi jako průměr ze všech subjektů v dané skupině. V tabulkách 2.11 - 2.14 jsou vypsané přesné hodnoty zobrazené jednotlivými krabicovými grafy.

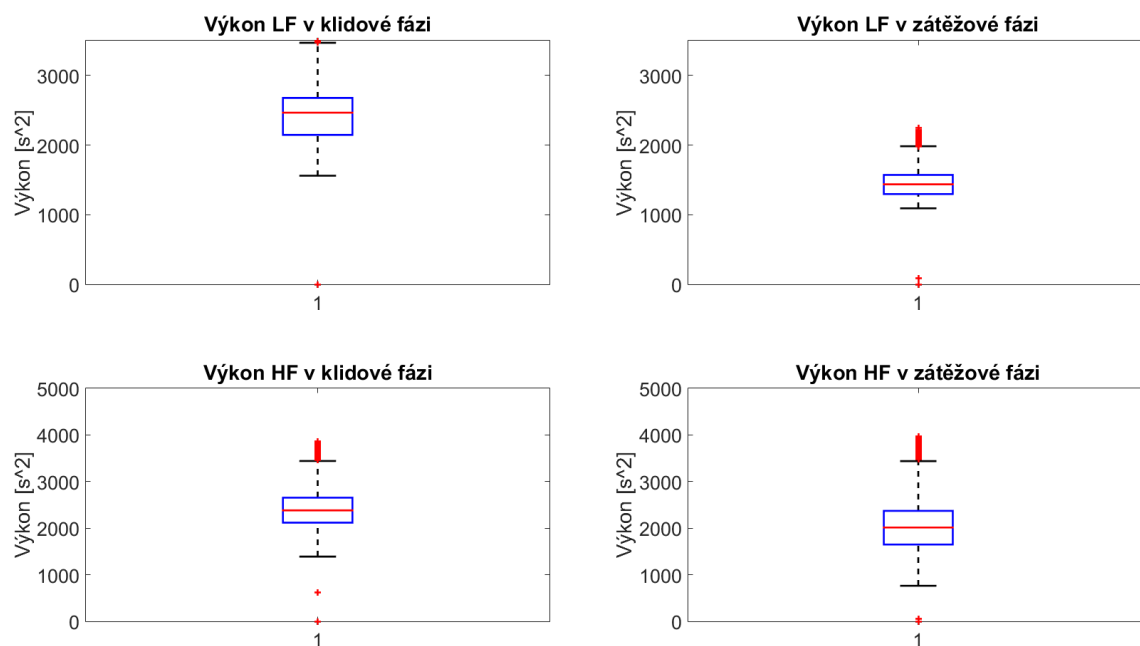


Obr. 2.9: Krabicový graf pro muže v prostředí 1

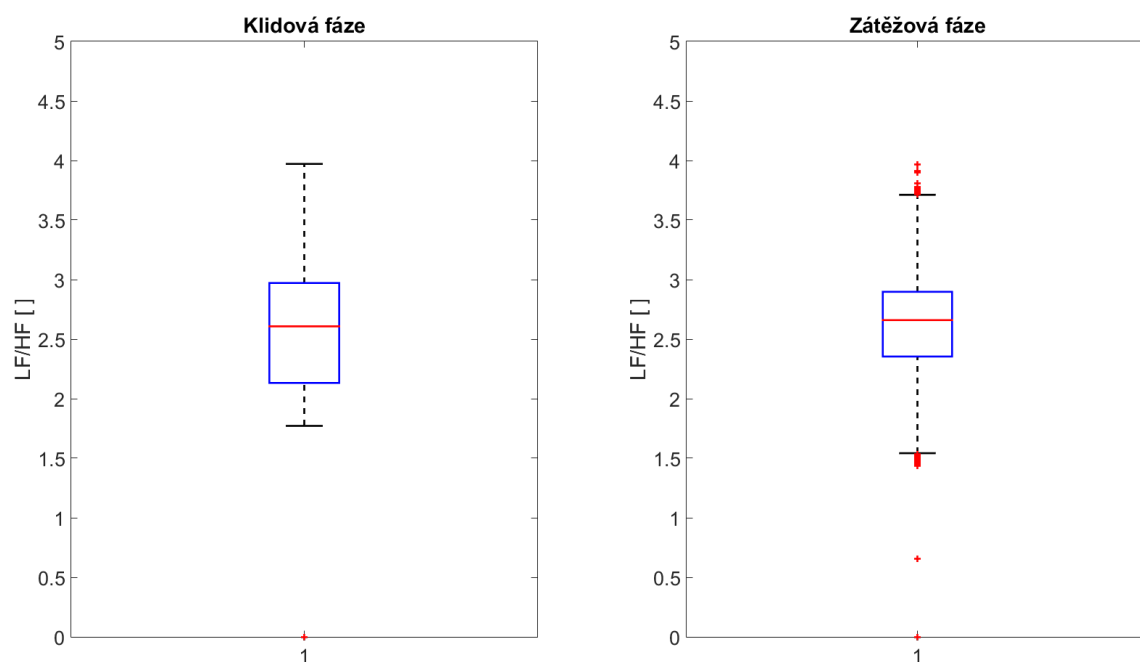
Tab. 2.11: Hodnoty pro muže v prostředí 1

	Maximum	75. percentil	Medián	25. percentil	Minimum
<b>Klidová fáze</b>	4,1509	3,1667	2,8388	2,50229	1,9395
<b>Zátěžová fáze</b>	3,4427	2,8496	2,5470	2,0501	1,3716

Ve skupině Muži\_1 lze pozorovat pokles všech sledovaných hodnot v zátěžové fázi oproti klidové fázi. Je tedy možné tvrdit, že došlo k nějaké pozorovatelné změně ve výkonu LF nebo HF pásma. Na Obr. 2.10 jsou zobrazeny výkony v LF a HF pásmu také pomocí krabicových grafů. Z těchto grafů je již možné určit, že změna LF/HF koeficientu byla hlavně ovlivněna poklesem výkonu v LF pásmu. Lze pozorovat i malý posun výkonu v HF pásmu k nižším hodnotám.



Obr. 2.10: Výkony LF a HF pro muže v prostředí 1

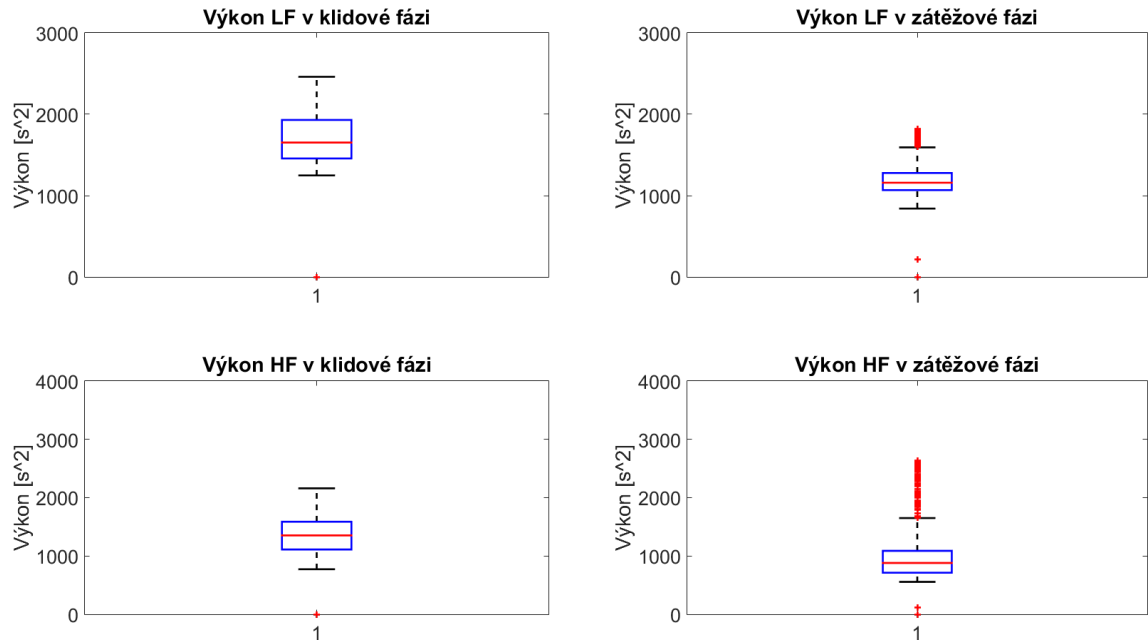


Obr. 2.11: Krabicový graf pro muže v prostředí 2

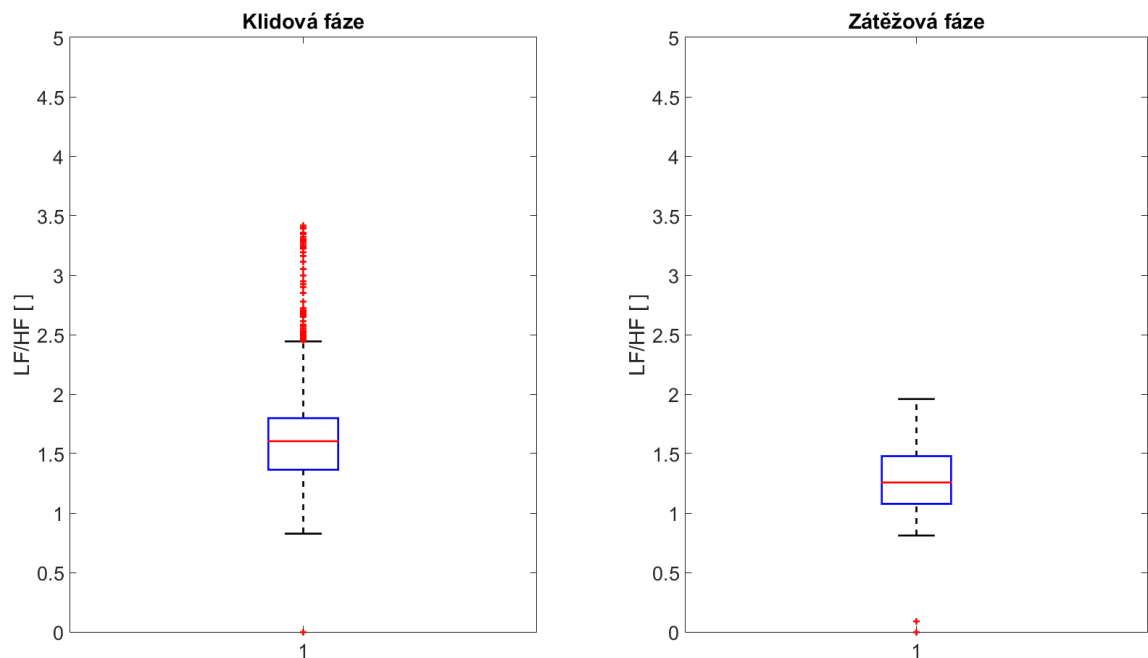
Tab. 2.12: Hodnoty pro muže v prostředí 2

	Maximum	75. percentil	Medián	25. percentil	Minimum
<b>Klidová fáze</b>	3,9714	2,9714	2,6076	2,1321	1,7715
<b>Zátěžová fáze</b>	3,7118	2,8974	2,6598	2,3540	1,5294

Ve skupině Muži\_2 již není pokles v zátěžové fázi tak značný jako v předešlé skupině. Bude zde tedy zřejmě působit vliv prostředí. Na Obr. 2.12 je vidět opět pokles výkonu v LF pásmu, ovšem ne tak velký jako v minulé skupině a srovnatelně malý posun výkonu HF pásma k nižším hodnotám.



Obr. 2.12: Výkony LF a HF pro muže v prostředí 2



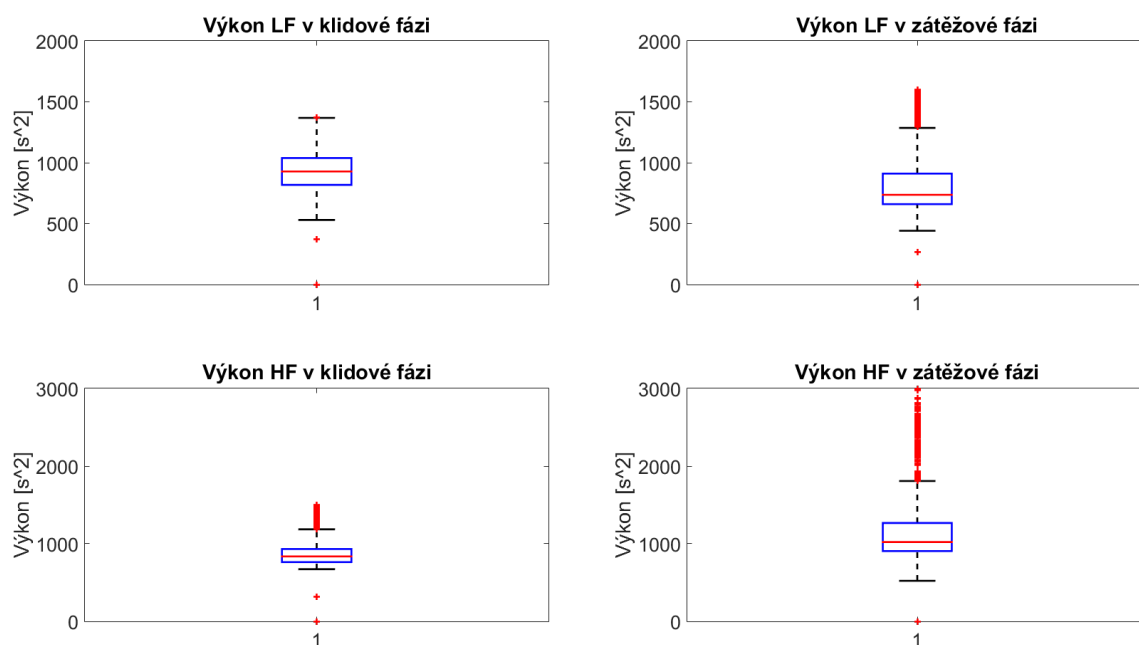
Obr. 2.13: Krabicový graf pro ženy v prostředí 1



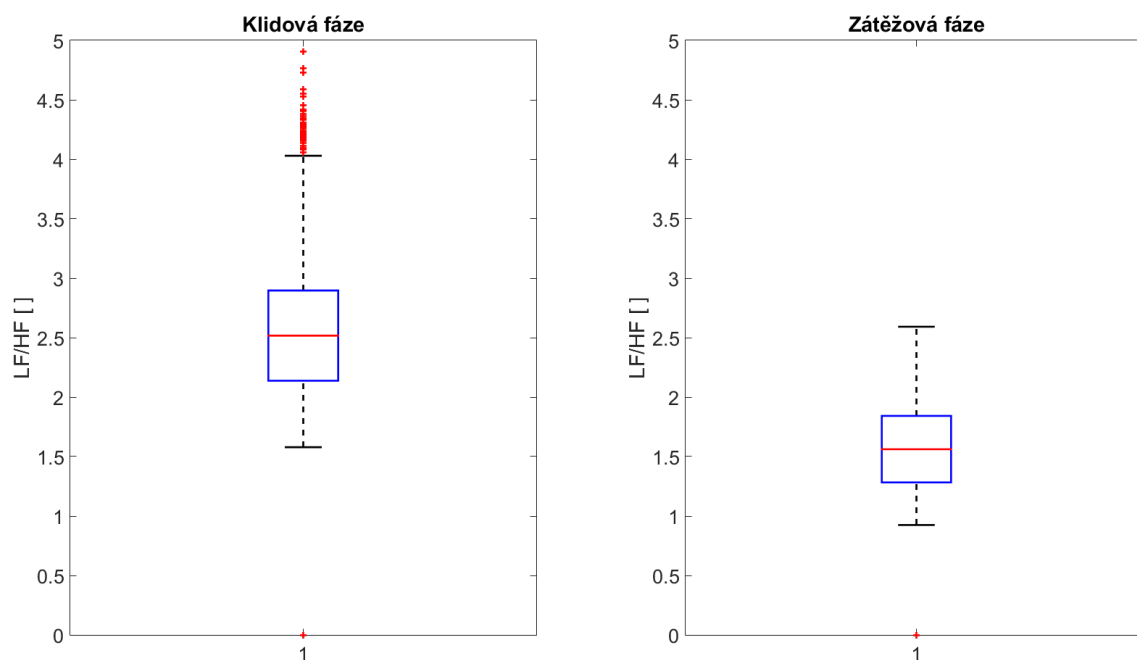
Tab. 2.13: Hodnoty pro ženy v prostředí 1

	Maximum	75. percentil	Medián	25. percentil	Minimum
<b>Klidová fáze</b>	2,4431	1,7974	1,6040	1,3639	0,8263
<b>Zátěžová fáze</b>	1,9586	1,4784	1,2567	1,0770	0,8106

Ve skupině Ženy\_1 je opět možné pozorovat poklesy hodnot v zátěžové fázi, ovšem ne tak významné jako ve skupině Muži\_1. Hodnoty jsou také celkově nižší než v obou skupinách mužů. Na Obr. 2.14 je znatelný malý posun výkonu LF k nižším hodnotám. Hlavní změnu lze vidět v posunu výkonu HF k vyšším hodnotám.



Obr. 2.14: Výkony LF a HF pro ženy v prostředí 1

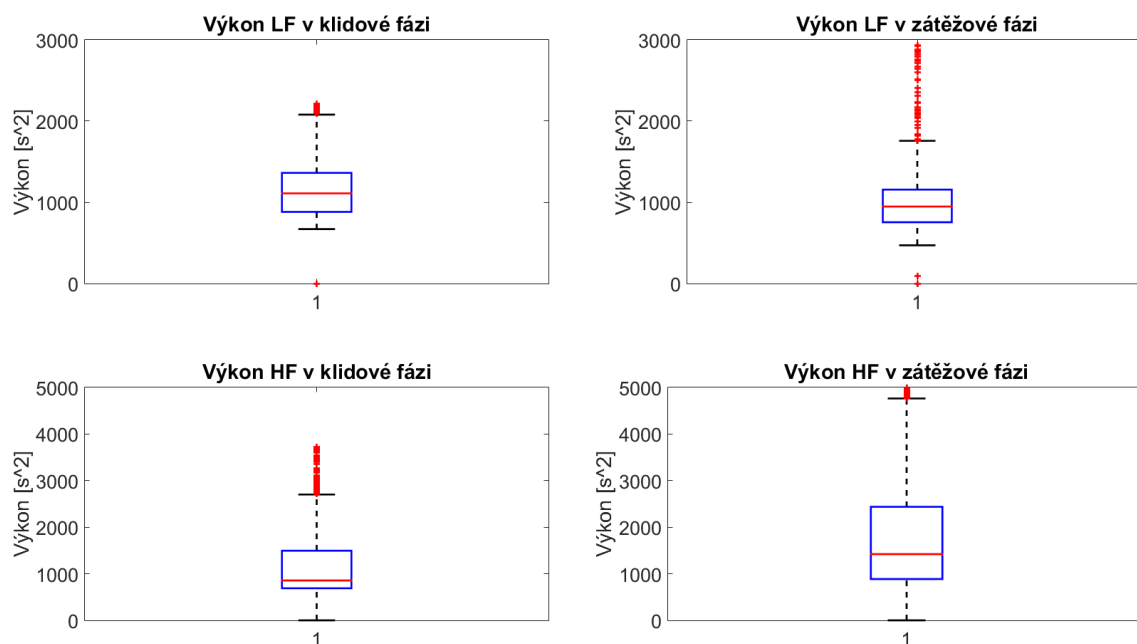


Obr. 2.15: Krabicový graf pro ženy v prostředí 2

Tab. 2.14: Hodnoty pro ženy v prostředí 2

	Maximum	75. percentil	Medián	25. percentil	Minimum
<b>Klidová fáze</b>	4,0297	2,8926	2,5167	2,1376	1,5785
<b>Zátěžová fáze</b>	2,5921	1,8419	1,5615	1,2824	0,9241

Ve skupině Ženy\_2 je možné pozorovat znatelný pokles všech hodnot v zátěžové fázi. Dá se tedy předpokládat, že prostředí mělo opět nějaký vliv. Zde je na Obr. 2.16 vidět výraznější posun výkonu HF k vyšším hodnotám a opět malý posun výkonu LF k nižším hodnotám.

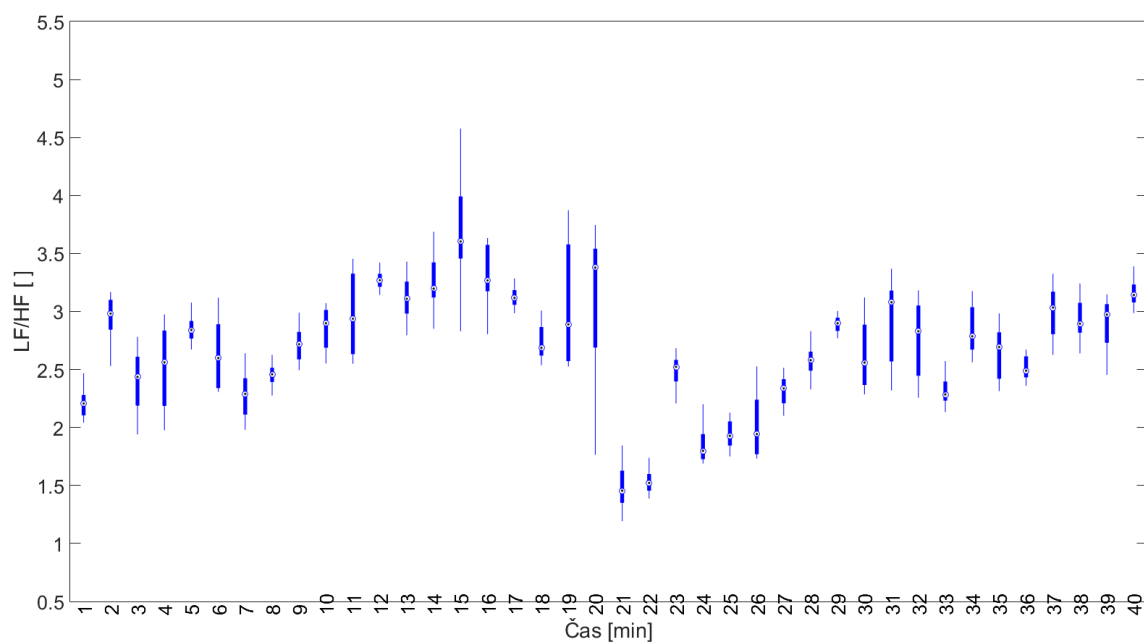


Obr. 2.16: Výkony LF a HF pro ženy v prostředí 2

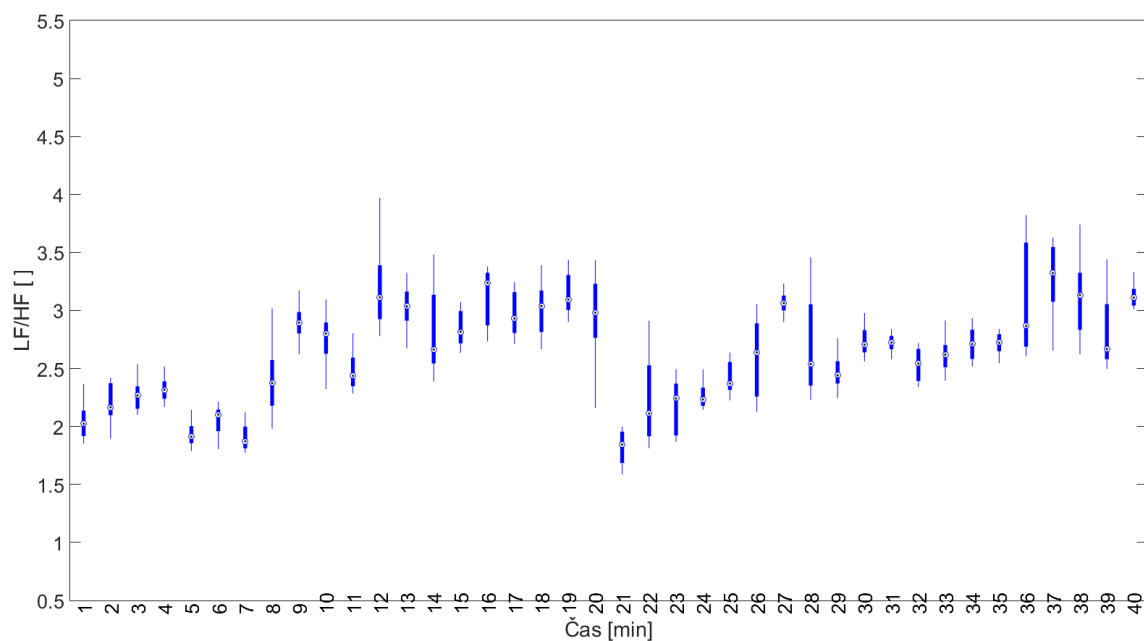
Závěrem je tedy možné tvrdit, že výkon v LF pásmu při mentální zátěži celkově vždy poklesne o určitou hodnotu ve všech skupinách. Pokles byl však znatelnější u mužů. Výkon v HF pásmu již tak jednoznačnou změnu neměl. U mužů byl vidět celkový pokles, kdežto u žen lze pozorovat významný posun k vyšším hodnotám. Celkově se zdá, že v zátěžové fázi poměr LF/HF vždy klesl, avšak u žen byl tento pokles způsoben převážně zvýšením výkonu v HF pásmu, kdežto u mužů byla tato změna převážně způsobena poklesem výkonu v LF pásmu.

## 2.6.2 Analýza v minutových úsecích

V předešlé části jsme provedli analýzu výsledků za celý měřený úsek jedním krabicovým grafem. Tím byl sice získán jednoduchý přehled o hodnotách v celém úseku ale došlo ke ztrátě přehledu o jejich umístění v čase. Proto bude ještě provedena podobná analýza v úsecích dlouhých 1 minutu. Grafické zobrazení bude provedeno opět pomocí krabicových grafů. Pro každou skupinu dat je zobrazen 1 krabicový graf pro každou minutu, celkem tedy 40 po sobě jdoucích krabicových grafů. Při tomto zobrazení lze lépe pozorovat změny při přechodu z klidové fáze experimentu do zátěžové fáze.



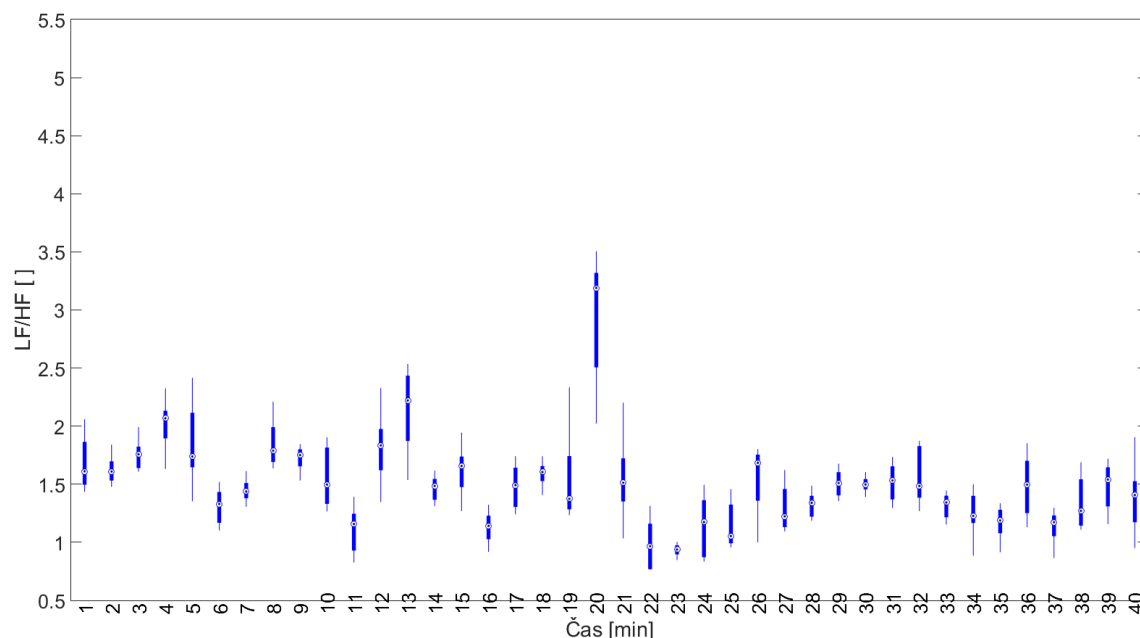
Obr. 2.17: Krabicový graf pro muže v prostředí 1



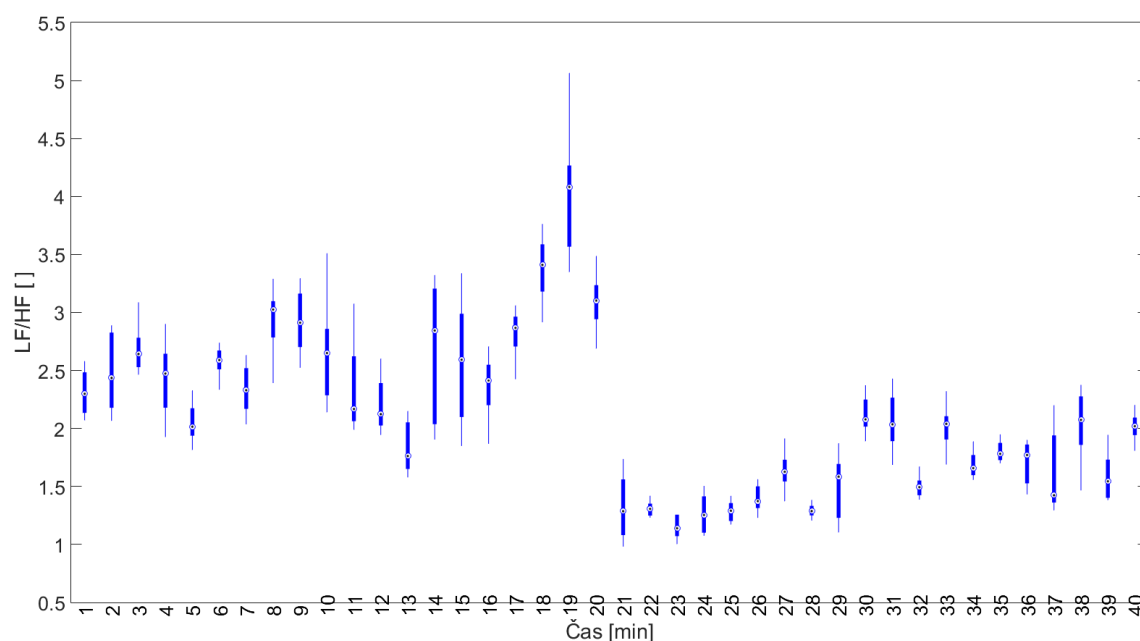
Obr. 2.18: Krabicový graf pro muže v prostředí 2

Pokud se zaměříme na medián a přilehlé hodnoty, tak lze v obou skupinách mužů v první části pozorovat pomalý nárůst poměru LF/HF s oscilacemi. Zdá se, že pokud by záznam byl delší, nárůst celkového poměru by se ustálil a docházelo by jen k oscilacím. Ve 21. minutě lze pozorovat prudký pokles. Právě tehdy došlo k přechodu z klidové fáze experimentu do fáze s mentální zátěží. Po tomto poklesu se zdá být

chování stejné jako v první části, pomalý nárůst a oscilace. Opět lze předpokládat, že kdyby záznam byl delší, došlo by k oscilacím kolem nějaké hodnoty. Ve skupině muži\_2 je však patrný nižší pokles než ve skupině muži\_1, pravděpodobně půjde o vliv prostředí.



Obr. 2.19: Krabicový graf pro ženy v prostředí 1



Obr. 2.20: Krabicový graf pro ženy v prostředí 2

Pokud se opět zaměříme na medián a přilehlé hodnoty, tak ve skupině ženy\_1

lze pozorovat z počátku oscilace poměru LFHF s určitým nárůstem u 20. minuty následovaný poklesem. Pokles však nebyl tak prudký jako v mužských skupinách. Ve skupině ženy\_2 se zdá být průběh podobnější první mužské skupině, tedy nárůst a oscilace následovány výrazným poklesem po 20. minutě. Je zde tedy opět vidět, že prostředí mělo na ženy a na muže jiný vliv.

V zátěžové fázi experimentu jsou vždy vidět menší výkyvy poměru LFHF než v klidové fázi. Jen ve skupině muži\_1 se výkyvy hodnot zdají být větší v klidové části. Tuto skutečnost lze ověřit pomocí směrodatné odchylky.

Tab. 2.15: Směrodatné odchylky vývoje poměru LFHF

	Muži_1	Muži_2	Ženy_1	Ženy_2
<b>Klidová fáze</b>	0,4614	0,4728	0,4335	0,5517
<b>Zátěžová fáze</b>	0,5060	0,4166	0,2605	0,3379

## 2.7 Interpretace výsledků

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, určení aktivity sympatiku a parasympatiku z těchto výsledků není snadné.

Pokud se budeme řídit zjištěními v [6, 7, 8], tak pokles poměru LF/HF ve všech testovacích skupinách v zátěžové fázi znamenal změnu sympato-vagální rovnováhy ve prospěch aktivity parasympatiku. Z grafů samotného poměru LF/HF však nepoznáme zda-li došlo ke změně výkonu v HF nebo LF pásnu. V mužských skupinách šlo hlavně o pokles výkonu v LF pásnu, což by mělo znamenat snížení aktivity sympatiku. V ženských skupinách šlo naopak převážně o zvýšení výkonu v HF pásnu, což by mělo znamenat zvýšení aktivity parasympatiku.

Tyto předpoklady jsou však vyvráceny pro výkon v LF pásnu [9, 10, 11] a taky pro výkon v HF pásnu [12, 13, 14]. Je tedy nejspíš nemožné přesně určit, co znamenají tyto výsledky pro sympatovagální rovnováhu. Můžeme je považovat za jakýsi odhad změny v sympatovagální rovnováze. Je však jasné, že vždy došlo k velké změně jak jednotlivých výkonů v LF a HF pásnu tak v celkovém poměru LF/HF při přechodu z klidové do zátěžové fáze. Tyto změny byly velice pravděpodobně způsobeny právě změnou aktivity ANS. Tato změna se určitě projevila změnou regulace srdečního rytmu.

### 3 ZÁVĚR

Byl navržen R detektor s velmi vysokou detekční úspěšností pro použitá data. Po detekci tedy bylo potřeba provést jen velmi drobné ruční úpravy. Tachogramy byly vypočteny a interpolovány pomocí kubických splajnů a poté znovu navzorkovány s frekvencí  $2,4\text{Hz}$ . Tato frekvence byla zvolena tak, aby bylo možné po rozkladu vlnkovou transformací získat průběhy reprezentující LF a HF složky. Bylo dokázáno, že pomocí vlnkové transformace je možné získat přesnější hodnoty výkonu při časově-frekvenční analýze, než při použití STFT. Všechny získané výsledky byly prezentovány graficky pomocí krabicových grafů i pomocí hodnot v tabulkách. Byly zjištěny značné rozdíly v poměru výkonu LF/HF mezi klidovou a zátěžovou fází, avšak tyto zjištění se dají z pohledu aktivity sympatiku a parasympatiku prezentovat různě. Taktéž bylo zjištěno, že muži a ženy reagují na změnu z klidového stavu do stresového stavu jinak. Vliv prostředí působil na ženy i muže rozdílně.

Přesná interpretace těchto údajů na aktivitu sympatiku a parasympatiku by měla být předmětem dalšího zkoumání právě z důvodu četných neshod mezi výzkumy mnohých autorů. K tomuto by právě mohly posloužit údaje získané časově-frekvenční analýzou.

# LITERATURA

- [1] Gregory R. Lee . Add two new antisymmetric edge modes. URL: <https://github.com/PyWavelets/pywt/pull/351>.
- [2] Marek Malik and A. John Camm, editors. *Dynamic electrocardiography*. Blackwell, Elmsford, N.Y, 1st ed edition, 2004. OCLC: 834296640.
- [3] George E. Billman, Heikki V. Huikuri, Jerzy Sacha, and Karin Trimmel. An introduction to heart rate variability: methodological considerations and clinical applications. *Frontiers in Physiology*, 6, February 2015. URL: <http://journal.frontiersin.org/Article/10.3389/fphys.2015.00055/abstract>, doi:10.3389/fphys.2015.00055.
- [4] TARVAINEN P.M. NISKANEN J. and RANTA-AHO O.P. LIPPONEN J. Kubios HRV ver. 3.1 user’s guide, 2018. URL: [http://www.kubios.com/downloads/Kubios\\_HRV\\_Users\\_Guide.pdf](http://www.kubios.com/downloads/Kubios_HRV_Users_Guide.pdf).
- [5] Jiří Jan and Vysoké učení technické v Brně. *Číslíková filtrace, analýza a restaurování signálů*. VUTIUM, Brno, 2005. OCLC: 320505922.
- [6] T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. Electrophysiology. Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*, 93(5):1043–1065, March 1996. URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043>, doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043.
- [7] Gary G. Berntson, J. Thomas Bigger, Dwain L. Eckberg, Paul Grossman, Peter G. Kaufmann, Marek Malik, Haikady N. Nagaraja, Stephen W. Porges, J. Philip Saul, Peter H. Stone, and Maurots W. Van Der Molen. Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34(6):623–648, November 1997. URL: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-8986.1997.tb02140.x>, doi:10.1111/j.1469-8986.1997.tb02140.x.
- [8] George E. Billman. Heart Rate Variability ? A Historical Perspective. *Frontiers in Physiology*, 2, 2011. URL: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2011.00086/abstract>, doi:10.3389/fphys.2011.00086.
- [9] George E. Billman. Cardiac autonomic neural remodeling and susceptibility to sudden cardiac death: effect of endurance exercise training. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 297(4):H1171–H1193, October 2009. URL: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.00534.2009>, doi:10.1152/ajpheart.00534.2009.



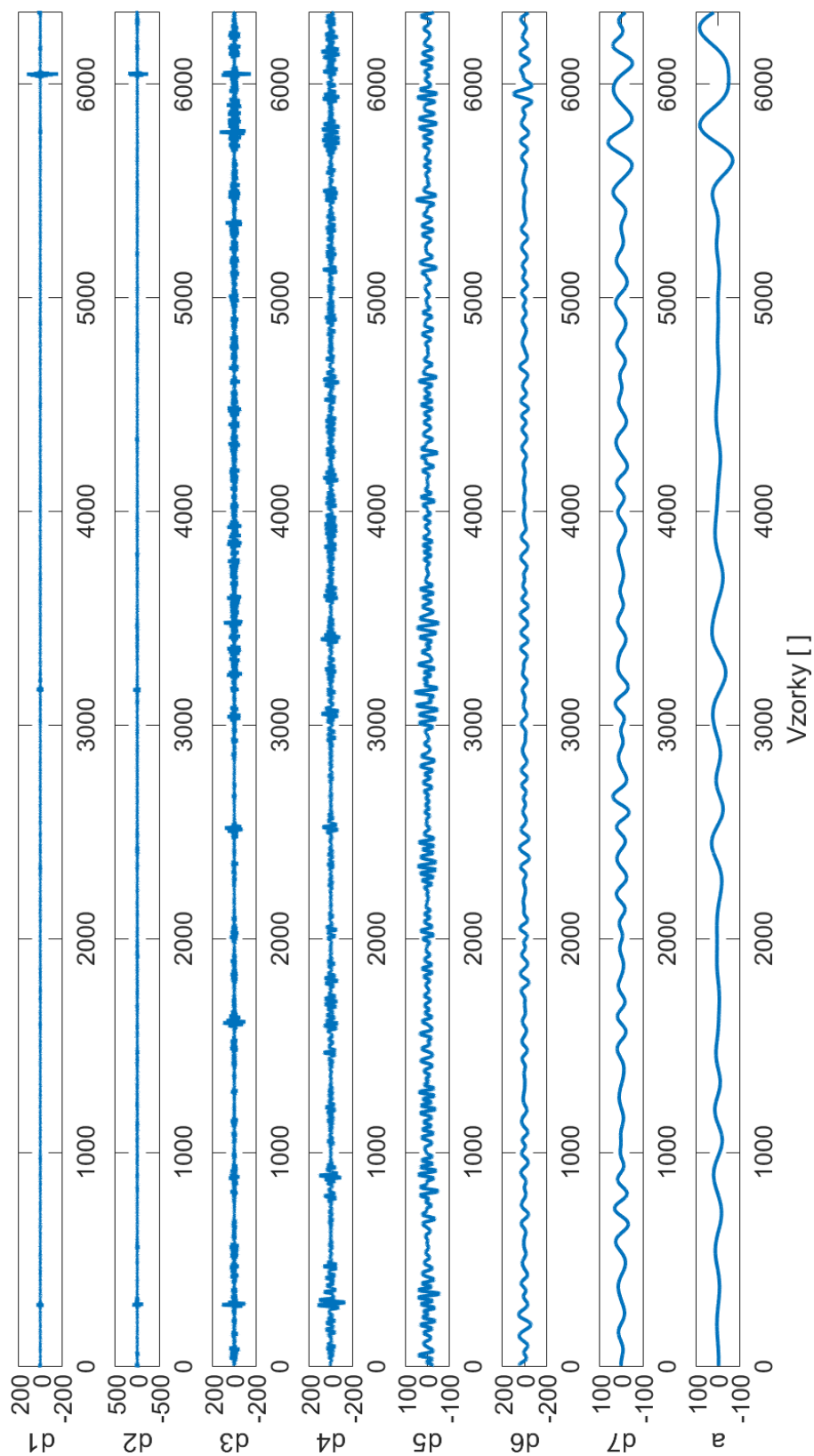
- [10] M. S. Houle and G. E. Billman. Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *Am. J. Physiol.*, 276(1 Pt 2):H215–223, January 1999.
- [11] D. C. Randall, D. R. Brown, R. M. Raisch, J. D. Yingling, and W. C. Randall. SA nodal parasympathectomy delineates autonomic control of heart rate power spectrum. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 260(3):H985–H988, March 1991. URL: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.1991.260.3.H985>, doi:10.1152/ajpheart.1991.260.3.H985.
- [12] A. E. Hedman, J. E. K. Hartikainen, K. U. O. Tahvanainen, and M. O. K. Hakumäki. The high frequency component of heart rate variability reflects cardiac parasympathetic modulation rather than parasympathetic ‘tone’. *Acta Physiologica Scandinavica*, 155(3):267–273, November 1995. URL: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1995.tb09973.x>, doi:10.1111/j.1748-1716.1995.tb09973.x.
- [13] J. Andrew Taylor, Christopher W. Myers, John R. Halliwill, Henrik Seidel, and Dwain L. Eckberg. Sympathetic restraint of respiratory sinus arrhythmia: implications for vagal-cardiac tone assessment in humans. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 280(6):H2804–H2814, June 2001. URL: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/ajpheart.2001.280.6.H2804>, doi:10.1152/ajpheart.2001.280.6.H2804.
- [14] Gianfranco Parati, Giuseppe Mancina, Marco Di Rienzo, and Paolo Castiglioni. Point:Counterpoint: Cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control of circulation. *Journal of Applied Physiology*, 101(2):676–682, August 2006. URL: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/japplphysiol.00446.2006>, doi:10.1152/japplphysiol.00446.2006.
- [15] Shan Lu and Hao Yang. ORTHOGONAL WAVELET DECOMPOSITION BASED QUANTITATIVE ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY. pages 464–467. World Scientific Publishing Company, May 2004. URL: [http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/9789812702654\\_0069](http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/9789812702654_0069), doi:10.1142/9789812702654\_0069.
- [16] Ronald D. Berger, Solange Akselrod, David Gordon, and Richard J. Cohen. An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-33(9):900–904, September 1986. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122420/>, doi:10.1109/TBME.1986.325789.

- [17] Vincentius Timothy, Ary Setijadi Prihatmanto, and Kyung-Hyune Rhee. Data preparation step for automated diagnosis based on HRV analysis and machine learning. pages 142–148. IEEE, December 2016. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7857554/>, doi:10.1109/FIT.2016.7857554.
- [18] George E. Billman. The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Frontiers in Physiology*, 4, 2013. URL: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2013.00026/abstract>, doi:10.3389/fphys.2013.00026.
- [19] D. L. Eckberg. Sympathovagal Balance : A Critical Appraisal. *Circulation*, 96(9):3224–3232, November 1997. URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.96.9.3224>, doi:10.1161/01.CIR.96.9.3224.
- [20] Wilhelm von Rosenberg, Theerasak Chanwimalueang, Tricia Adjei, Usman Jaffer, Valentin Goverdovsky, and Danilo P. Mandic. Resolving Ambiguities in the LF/HF Ratio: LF-HF Scatter Plots for the Categorization of Mental and Physical Stress from HRV. *Frontiers in Physiology*, 8, June 2017. URL: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2017.00360/full>, doi:10.3389/fphys.2017.00360.
- [21] Jordi Altimiras. Understanding autonomic sympathovagal balance from short-term heart rate variations. Are we analyzing noise? *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 124(4):447–460, December 1999. URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1095643399001373>, doi:10.1016/S1095-6433(99)00137-3.
- [22] Shan Lu, Hao Yang, Wenyu Ye, Dongping Xiao, and Xiaoyu Wu. Dynamic Analysis of Heart Rate Variability Based on Orthogonal Wavelet Transform. pages 5548–5550. IEEE, 2005. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1615741/>, doi:10.1109/IEMBS.2005.1615741.

## SEZNAM PŘÍLOH

A	Ukázka rozkladu tachogramu vlnkovou transformací	43
B	Tabulky srovnání obou metod pro všechny subjekty	44

## A UKÁZKA ROZKLADU TACHOGRAMU VLNKOVOU TRANSFORMACÍ



Obr. A.1: Ukázka rozkladu tachogramu vlnkovou transformací

## B TABULKY SROVNÁNÍ OBOU METOD PRO VŠECHNY SUBJEKTY

Tab. B.1: Poměry výkonů pro všechny subjekty v klidové fázi experimentu

Subjekt	0 - 5 minut	5 - 10 minut	10 - 15 minut	15 - 20 minut
subjekt__1	0,9497	1,0540	0,9472	1,3552
subjekt__2	1,0738	1,0027	0,8868	1,1889
subjekt__3	1,1137	1,3949	1,0768	1,2754
subjekt__4	0,9525	1,1186	0,6989	1,5613
subjekt__5	1,0847	0,9113	1,0614	0,9691
subjekt__6	0,8473	0,9221	0,8254	1,2932
subjekt__7	0,5544	0,8400	0,5980	1,0565
subjekt__8	0,9889	1,1693	1,4531	1,0975
subjekt__9	0,8502	0,8525	0,9124	1,7815
subjekt__10	0,8980	1,0855	0,9073	0,9850
subjekt__11	0,9884	0,8202	1,0387	1,1707
subjekt__12	1,1566	1,0366	0,9586	1,2258
subjekt__13	0,8120	1,0070	1,0652	1,4810
subjekt__14	0,8995	1,0134	1,1074	1,0416
subjekt__15	1,0626	1,1059	1,0060	1,0575
subjekt__16	1,0327	1,0569	0,5346	1,1838
subjekt__17	1,0249	1,0391	1,0376	0,8465
subjekt__18	1,0352	0,8030	1,6597	0,7510
subjekt__19	0,9429	0,9815	0,9715	1,4643
subjekt__20	0,9247	1,1618	1,0797	1,0350
subjekt__21	1,0331	1,0290	0,8713	2,2600
subjekt__22	0,9569	0,9712	0,8611	0,7229
subjekt__23	0,9804	1,4129	1,1183	0,7459
subjekt__24	0,9838	1,0334	1,1790	0,5305
subjekt__25	1,0944	0,9580	1,0932	0,9687
subjekt__26	0,9715	0,9167	0,9978	2,7770
subjekt__27	1,4692	1,4782	1,0757	3,0606
subjekt__28	0,9257	1,1888	1,1370	1,0878
subjekt__29	1,0001	1,1156	1,0313	0,6836
subjekt__30	0,9722	1,0084	1,1320	0,9111
Pokračování na další straně				

**Tab. B.1 – pokračování tabulky**

<b>Subjekt</b>	<b>0 - 5 minut</b>	<b>5 - 10 minut</b>	<b>10 - 15 minut</b>	<b>15 - 20 minut</b>
subjekt__31	0,9146	0,8295	1,1989	2,6457
subjekt__32	0,8557	0,9029	0,8859	0,9934
subjekt__33	0,9747	0,9498	0,9775	0,6704
subjekt__34	0,9573	1,1904	1,0362	0,5208
subjekt__35	1,3219	0,6098	1,2350	1,0837
subjekt__36	0,8517	1,0775	1,1473	1,0653
subjekt__37	0,9168	1,1194	1,0046	1,3863
subjekt__38	1,0260	1,1113	1,0889	1,1056
subjekt__39	0,9243	1,0957	1,1674	0,8740
subjekt__40	1,0182	1,1811	1,1030	1,0128
subjekt__41	1,0363	0,9624	0,9474	0,6724
subjekt__42	1,2681	1,0430	0,9586	0,6365
subjekt__43	0,7558	0,8924	1,0404	0,9196
subjekt__44	0,9840	0,9580	0,8639	1,0604
subjekt__45	1,0557	0,8351	1,1080	1,8123
subjekt__46	1,2108	0,5460	1,4541	1,3339
subjekt__47	1,1165	1,1412	1,0222	1,3441
subjekt__48	0,6339	1,0595	0,9656	2,4636
subjekt__49	1,1335	0,8721	1,0907	2,2832
subjekt__50	1,1365	1,0792	1,0854	0,3566
subjekt__51	1,1432	1,2568	1,0544	0,7159
subjekt__52	1,0166	1,0456	0,9866	1,3445
subjekt__53	1,0119	1,0253	1,0670	1,2192
subjekt__54	1,1543	1,0124	0,9304	0,9099
subjekt__55	0,8254	0,9506	0,9884	1,0461
subjekt__56	1,0512	0,9979	1,3527	1,1962
subjekt__57	0,8435	0,9387	0,9921	1,0128
subjekt__58	1,3153	1,0301	0,9463	0,8339
subjekt__59	0,2898	1,1766	1,0554	1,0726
subjekt__60	0,9346	0,8838	1,0197	0,8682
subjekt__61	0,9467	0,9059	1,0165	0,9393
subjekt__62	0,9897	1,0845	0,9825	0,9238
subjekt__63	1,3166	1,6591	0,8147	1,0678
subjekt__64	1,1459	0,9309	0,8574	1,0301
subjekt__65	1,1455	0,9428	0,9304	0,5825
Pokračování na další straně				

**Tab. B.1 – pokračování tabulky**

Subjekt	0 - 5 minut	5 - 10 minut	10 - 15 minut	15 - 20 minut
subjekt__66	1,1534	0,9799	0,8529	1,5454
subjekt__67	0,9877	1,0127	0,9679	0,9251
subjekt__68	0,8395	0,9104	1,1057	0,8212
subjekt__69	0,9212	1,0087	0,9755	0,6458
subjekt__70	1,0141	0,9947	0,9296	1,0943
subjekt__71	0,8798	0,9014	1,2112	1,1580
subjekt__72	1,1205	1,3166	0,8947	1,2332
subjekt__73	1,1891	0,9349	0,9511	0,7476
subjekt__74	0,7174	0,9611	0,9329	1,0537
subjekt__75	1,1010	1,4995	0,8239	0,5857
subjekt__76	0,9127	1,0142	1,2798	2,1016
subjekt__77	0,8293	0,8422	1,0308	0,9797

Tab. B.2: Poměry výkonů pro všechny subjekty v zátěžové fázi experimentu

Subjekt	0 - 5 minut	5 - 10 minut	10 - 15 minut	15 - 20 minut
subjekt__1	0,9390	1,0052	0,9596	0,8265
subjekt__2	0,9320	1,0592	1,0800	0,8321
subjekt__3	0,7311	0,9182	0,9305	0,9933
subjekt__4	1,0022	1,2666	1,1831	1,5831
subjekt__5	1,0094	0,8870	1,0536	0,5894
subjekt__6	0,9365	1,0274	0,9559	0,9333
subjekt__7	1,1991	0,8099	1,2277	0,6672
subjekt__8	1,3142	0,9666	0,9230	1,2382
subjekt__9	0,8596	1,1523	1,1029	0,8781
subjekt__10	1,0826	1,1894	0,8665	0,7099
subjekt__11	0,8948	0,9777	0,8720	1,2796
subjekt__12	1,1189	1,0280	0,7370	1,5585
subjekt__13	0,9594	1,0242	1,0104	1,2713
subjekt__14	0,8260	1,0932	0,8978	0,7477
subjekt__15	1,3565	0,9544	0,8452	1,2595
subjekt__16	1,0451	1,2750	1,1472	0,4258
subjekt__17	1,2222	0,7755	0,8380	0,9892
Pokračování na další straně				

**Tab. B.2 – pokračování tabulky**

<b>Subjekt</b>	<b>0 - 5 minut</b>	<b>5 - 10 minut</b>	<b>10 - 15 minut</b>	<b>15 - 20 minut</b>
subjekt__18	0,8911	1,1027	1,0595	0,4890
subjekt__19	1,3344	1,1652	0,8485	1,3026
subjekt__20	0,5948	0,9888	0,9391	1,1355
subjekt__21	0,9056	1,0835	0,9112	1,1372
subjekt__22	0,9558	1,0318	1,1743	0,6197
subjekt__23	1,0317	0,8464	1,0546	0,7244
subjekt__24	1,0988	0,8331	1,1444	0,6424
subjekt__25	0,8163	1,2543	1,1348	1,0201
subjekt__26	0,9748	1,1811	0,9819	2,0655
subjekt__27	0,7771	1,0559	1,1423	1,6375
subjekt__28	1,1800	0,9627	0,9704	0,9597
subjekt__29	1,0662	1,0949	1,1116	0,5607
subjekt__30	1,2447	0,9757	1,1860	0,9582
subjekt__31	1,1023	1,1671	0,9702	1,2049
subjekt__32	0,9883	0,9614	0,8540	0,9870
subjekt__33	0,8026	1,0511	1,1305	0,5587
subjekt__34	0,9657	1,0684	0,9321	0,5268
subjekt__35	0,8743	1,0014	1,0923	0,9782
subjekt__36	1,0223	1,0232	1,0435	1,0069
subjekt__37	1,0403	0,8289	0,8924	1,0209
subjekt__38	1,0322	0,8595	1,1272	1,0613
subjekt__39	1,1146	1,0474	0,9890	0,9045
subjekt__40	0,7661	0,8976	0,7209	0,9583
subjekt__41	1,0396	0,9227	1,0013	0,8262
subjekt__42	0,9471	1,1897	1,0415	0,6206
subjekt__43	0,9105	1,0660	1,0638	1,8145
subjekt__44	0,8172	0,9892	1,0699	0,5222
subjekt__45	1,1879	1,0356	1,0659	1,1453
subjekt__46	1,0789	0,9986	1,1718	0,9467
subjekt__47	1,0878	0,9843	0,9720	0,8243
subjekt__48	1,0171	1,0429	0,9335	0,7783
subjekt__49	0,8165	1,0743	1,1188	0,9894
subjekt__50	0,9703	0,9686	1,0076	0,9994
subjekt__51	0,9640	1,0948	1,2447	0,8822
subjekt__52	0,8711	0,7509	0,9168	2,4258
Pokračování na další straně				



**Tab. B.2 – pokračování tabulky**

<b>Subjekt</b>	<b>0 - 5 minut</b>	<b>5 - 10 minut</b>	<b>10 - 15 minut</b>	<b>15 - 20 minut</b>
subjekt__53	0,8899	0,8986	0,9791	1,2368
subjekt__54	1,0904	1,0119	0,9062	1,2119
subjekt__55	1,0119	0,9413	0,9905	0,9462
subjekt__56	1,0023	1,0681	0,9931	0,9265
subjekt__57	0,8703	0,9442	0,7856	0,7834
subjekt__58	1,0298	1,0775	1,0740	0,8763
subjekt__59	1,2862	0,9255	0,9450	0,9949
subjekt__60	1,0254	1,0330	0,9513	0,9516
subjekt__61	1,0838	1,0199	1,0880	0,5813
subjekt__62	0,9503	1,0545	1,0206	1,0744
subjekt__63	0,9055	0,9419	0,8668	1,2989
subjekt__64	0,8626	0,8682	1,0588	0,9772
subjekt__65	1,0881	0,8574	1,1357	0,6749
subjekt__66	1,2055	0,9315	1,1486	0,8506
subjekt__67	1,0426	1,2281	1,1863	0,7067
subjekt__68	1,1925	1,2020	1,1155	0,5950
subjekt__69	0,7349	1,2112	1,1233	0,8531
subjekt__70	0,9981	1,1745	0,8443	0,9873
subjekt__71	1,0088	1,1607	0,9931	0,7636
subjekt__72	1,0206	0,9390	1,0122	0,8813
subjekt__73	1,0848	1,0040	1,0863	0,7540
subjekt__74	1,0818	0,8793	0,8843	1,2515
subjekt__75	1,0698	0,9754	0,8787	0,6231
subjekt__76	1,0625	0,9127	1,0064	0,8420
subjekt__77	0,9147	0,9474	0,9835	0,8048